T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

KOMPOZİT REZİN SİMALARIN POLİMERİZASYON VE RENK DEĞİŞİMLERİNE FARKLI PORSELEN LAMİNATE VENEERLERİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ

DOKTORA TEZİ

Nuri Murat ERSOY

Danışman
Prof. Dr. Bülent KESİM

KONYA - 2007

İÇİNDEKİLER

1. GİRİŞ…….....1

2- LİTERATÜR BİLGİ……3

2.1. Dental Porselenler……3

2.1.1. Dental porselenlerin sınıflaması……..……...4

2.1.1.1. Fırınlama derecelerine göre……4

2.1.1.2. Yapım tekniklerine göre…….4

2.2. Porselen Laminate Veneerler……...5

2.2.1. PLV'in endikasyonları……..7

2.2.2. PLV'in kontraendikasyonları……8

2.3. PLV Yapımında Kullanılan Porselen Sistemler……...8

2.3.1. Geleneksel feldspatik porselenler……9

2.3.1.1. Isıya dayanıklı day model tekniği……..9

2.3.1.2. Folyo-matriks tekniği……...10

2.3.2. Basınç altında ve enjeksiyonla şekillendirilmiş porselenler……...11

2.3.2.1. IPS Empress……11

2.3.2.2. IPS Empress II……12

2.3.3. Dökülebilir cam porselenler...……14

2.3.4. Bilgisayar yardımı ile yapılan dental porselenler.……...……14

2.4. Kompozit Rezin Simanlar……..15

2.4.1. Kompozit rezin simanların yapısı……...15

2.4.2. Kompozit rezin simanların sınıflaması……...17

2.4.2.1. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezin simanlar……18

2.4.2.2. Işıkla polimerize olan kompozit rezin simanlar……..……..18

2.4.2.3. Dual polimerize olan kompozit rezin simanlar…….……...19

2.4.3. Kompozit rezin simanların polimerizasyon derecesine etki eden faktörler……20

2.5. Sertlik (indentation hardness)……20

2.5.1. Brinell sertlik testi.……..21

2.5.2. Rockwell sertlik testi……...22

2.5.3. Knoop sertlik testi……...22

2.5.4. Shore A sertlik testi……22

2.5.5. Vickers sertlik testi…….…23

2.6. Renk……...23

2.6.1. Rengin algılanması……..24

2.6.1.1. Işık……24

2.6.1.2. Gözlemci…….....24

2.6 .1.3. Obje…….25

2.6.2. Rengin boyutları……..25

2.6.3. Rengin ölçülmesi…….27

2.6.3.1. Munsell renk sistemi……28

2.6.3.2. CIE L*a*b* renk sistemi……...……...28

2.6.3.3. RGB renk sistemi…….30

2.6.4. Renk rehber sistemleri……30

2.7. Hızlandırılmış Yaşlandırma Döngüsü..……..32

3. MATERYAL ve METOT……...34

3.1. Porselen Örneklerin Hazırlanması…….35

3.1.1. IPS Empress II porselen örneklerin hazırlanması……...35

3.1.2. Blok porselen örneklerin hazırlanması.……..38

3.1.3. Vitadur Alpha örneklerin hazırlanması.……..……40

3.1.4. Ceramco 3 örneklerin hazırlanması……...……41

3.2. Porselen Örneklerin Kompozit Rezin Simanlar ile Yapıştırılması……42

3.2.1 Dual Variolink II ile porselen örneklerin yapıştırılması..……..……..44

3.2.2. Rely X Veneer ile porselen örneklerin yapıştırılması….……45

3.2.3 Işıkla polimerize olan Variolink II ile porselen örneklerin yapıştırılması……..…47

3.3. Kompozit Rezin Simanın Sertliğinin Ölçümü……...…48

3.4. Porselen örneklerin renk analizi için spektrofotometre ile incelenmesi……49

3.5. Hızlandırılmış Yaşlandırma Döngüsü……..……..50

3.6. İstatistik Değerlendirme…...……..51

4. BULGULAR……...52

4.1. Sertlik testi ölçüm sonuçları.……..……52

4.2. Renk değişim derecesi (ΔE) ölçüm sonuçları.……...……...58

5. TARTIŞMA ve SONUÇ…….67

6. ÖZET……80

7. YABANCI DİLDE ÖZET……..82

8. KAYNAKLAR……84

9. EKLER……..……...97

10. ÖZGEÇMİŞ…….109

11. TEŞEKKÜRLER……110

TABLO LİSTESİ

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan porselenler……34

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan kompozit rezin simanlar……...35

Tablo 4.1. 0.7 mm. kalınlıkta porselen örneklerin sertlik değerlerinin, aritmetik ortalamaları, standart sapmaları……...…..52

Tablo 4.2. 0.5 mm. kalınlıkta porselen örneklerin sertlik değerlerinin, aritmetik ortalamaları, standart sapmaları…….52

Tablo 4.3. Üç yönlü varyans analiz sonuçları (Sertlik Genel)……....55

Tablo 4.4. Porselen gurupları arasında sertlik değerleri için tek yönlü varyans analiz sonuçları……55

Tablo 4.5. Tukey HSD analiz sonuçları (Porselen)……56

Tablo 4.6. Rezin tipi için tek yönlü varyans analiz sonuçları (Rezin Tipi)…….....56

Tablo 4.7. Tukey HSD analiz sonuçları (Rezin Tipi)…….....57

Tablo 4.8. T-Testi analiz sonuçları (Kalınlık Genel)……..57

Tablo 4.9. Porselen örneklerin tek yönlü varyans ve Tukey HSD analizi sonuçları……58

Tablo 4.10. 0.7 mm. kalınlıkta porselen örneklerin ΔE değerlerinin, maksimum, minimum, aritmetik ortalama, standart sapma ve standart hata değerleri……..59

Tablo 4.11. 0.5 mm. kalınlıkta porselen örneklerin ΔE değerlerinin, maksimum, minimum, aritmetik ortalama, standart sapma ve standart hata değerleri……..59

Tablo 4.12. Üç yönlü varyans analiz sonuçları (ΔE Genel)……61

Tablo 4.13. Porselen sistemlerin çoklu karşılaştırma testi sonuçları……...62

Tablo 4.14. Porselen kalınlıklarının çoklu karşılaştırma sonuçları……..62

Tablo 4.15. Rezin tiplerinin çoklu karşılaştırma sonuçları……..62

Tablo 4.16. Polimerizasyon derecesi ve renk değişimi arasındaki korelasyon analizi……....62

Tablo 4.17. Tukey HSD (GENEL)……..63

Tablo 4.18. Tukey HSD (GENEL)……..64

RESİM LİSTESİ

Resim 3.1. IPS Empress 2 örneklerin hazırlandığı metal kalıp……37

Resim 3.2. Hazırlanan mum örnekler……...37

Resim 3.3. Tijlenmiş mum örnekler…….37

Resim 3.4. Manşet ve rövetmanlama……37

Resim 3.5. Örneklerin fırınlanması……..37

Resim3.6.Örneklerin rövetmandan çıkarılması……37

Resim 3.7. Kumlanmış örnekler……...37

Resim 3.8. Digital mikkometre ile kalınlık ölçümü……...……...……...37

Resim 3.9. Vita Blok Mark II bloklar.…….…..……....39

Resim 3.10. Vita Blok Mark II blok.……..…….....39

Resim 3.11. Örneğin kesilme işlemi.…….……...39

Resim 3.12. İşlemin yandan görünüşü…..……39

Resim 3.13. Ceramco 3 ve Vitadur Alpha örnekler için metal kalıp……..……..42

Resim 3.14. Elde edilen silikon kalıp……...……42

Resim 3.15. Rövetmanın dökülmesi…….……42

Resim 3.16. Day materyalinin izolasyonu…….....…….……...42

Resim 3.17. Porselenin yığılması……..……...42

Resim 3.18. Porselenlerin pişirilmesi……...42

Resim 3.19. Pirinç kalıp (açık)……43

Resim 3.20. Pirinç kalıp (kapalı)……..43

Resim 3.21. Şeffaf akril içine dömülen diş…….…….43

Resim 3. 22. Radii Plus ışık cihazı …….…….43

Resim 3.23. Örneklerin polimerizasyonu…….……43

Resim 3.24. Örneklerin asitlenmesi……..44

Resim 3.25. Örneklerin yıkanması……..….46

Resim 3.26. Variolink II örneklerin silanlanması…….46

Resim 3.27. Variolink II örneklere bonding uygulanması……...46

Resim 3.28. Rely X Veneer örneklerin silanlanması……....46

Resim 3.29. Rely X Veneer örneklere bonding uygulanması……..…46

Resim 3.30. Örneklerin ışıktan korunması……...46

Resim 3.31. Simanların yerleştirilmesi…….46

Resim 3.32. Rely X Veneer siman.....46

Resim 3.33. Variolink II siman.....46

Resim 3.34 Rezin simanların sertlik testi**.**.....46

Resim 3.35. Sertlik testi cihazı…….……48

Resim 3.36. Renk ölçümünde kullanılan spektrofotometre……..…...48

Resim 3.37. Hızlandırılmış yaşlandırma cihazı……49

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 3.1. Örneklerin polimerizasyonunun şematik görüntüsü…….41

Şekil 4.1. Hızlandırılmış yaşlandırma öncesi 0,7 mm. kalınlığında porselen örneklerin Vicker′s sertlik değerleri.……...….53

Şekil 4.2. Hızlandırılmış yaşlandırma öncesi 0,5 mm. kalınlığında porselen örneklerin Vicker′s sertlik değerleri.……53

Şekil 4.3. Hızlandırılmış yaşlandırma sonrası 0,5 mm. ve 0,7 mm. kalınlığında porselen örneklerin Vicker′s sertlik değerleri.…….…….…….54

Şekil 4.4. 0,7 mm. kalınlığında porselen örneklerin ΔE değerleri...…….60

Şekil 4.5. 0,5 mm. kalınlığında porselen örneklerin ΔE değerleri…...…….……60

1. GİRİŞ

Günümüz insanı, yapaylıktan uzak, doğal ve estetik görünüme büyük önem vermektedir. Bu nedenle oral kaviteye uygulanacak restorasyonlarda da doğal ve estetik görünüm sağlanmaya çalışılmaktadır.

Estetik diş hekimliğinin popülaritesi arttıkça, daha fazla sayıda hasta estetik olmayan dişlerinin düzeltilmesi için çare aramaktadır. Renklenmiş, kırılmış, şekli ve formu bozuk ve çapraşık dişlerin restorasyonunda konservatif bir metod olarak porselen laminate veneerlerin (PLV) kullanımı kabul gören klinik bir tekniktir. Diş hekimliğinde kullanılan porselen ve yapıştırma materyallerinin gelişimi; konservatif diş preparasyonları ve restoratif işlemlerini mümkün hale getirmiştir.

Porselen laminate veneerler başarılı bir şekilde uygulandıklarında; estetik, doku cevabı mükemmel ve yüzey özellikleri doğal dişlere benzer sonuçlar elde edilebilir. Porselen laminate veneerler doğal bir floresans sergiler ve ışığı aynen doğal diş yapısı gibi absorbe eder, yansıtır ve iletir. Tüm bunlara ilaveten elde edilen değişim uzun dönemde kalıcı sonuçlar verir.

Dental restorasyonların başlangıç estetik başarısı restoratif materyal ve doğal diş arasında mükemmel renk uyumuna bağlıdır. Bu renk uyumunun stabilitesi restorasyonun uzun dönem estetik başarısını getirir. Porselen ve kompozit rezin simanın uzun dönem renk stabilitesi porselen laminate veneerlerin estetiği için önemlidir.

Kompozit rezin simanların renk stabilitesi polimerizasyon derecelerine bağlıdır. Porselenin rengi, kalınlığı, opaklığı, yapıştırıcı simanın polimerizasyon tipi, doldurucu içeriği, ışık cihazının tipi ve çıkış yoğunluğu gibi pek çok faktör kompozit rezin simanların

polimerizasyonunu etkilemektedir. Günümüzde pek çok klinik ve in vitro çalışmalarda kompozit rezin simanların polimerizasyonuna etki eden bu faktörler halen araştırılmaktadır.

Bu çalışmanın amacı; farklı tip porselenlerle hazırlanan ve farklı kompozit rezin simanlarla yapıştırılan porselen laminate veneerlerin, hızlandırılmış yaşlandırma sonrası renk değişimi ve kompozit rezin simanların polimerizasyon derecelerini incelemektir.

2- LİTERATÜR BİLGİ

2.1. Dental Porselenler

Porselenler diğer adıyla seramikler silika yapısında olan topraksı materyallerdir. Geleneksel dental porselenin içeriğini Feldspar, Kaolin, Quartz oluşturur.

1. Feldspar ($K_2OAl_2O_36SiO_2$)

Dental porselene birleştiricilik ve saydamlık verir. Doğal feldspar, saf olmayıp potas (K_2O) ve soda (Na_2O) ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur. Bunlar diş şeklinin ve yüzey detaylarının kaybolmasını önleyerek, restorasyona doğal görünüş sağlamaya yardım ederler.

2. Kaolin (Kaolinite) ($2H_2OAl_2O_32SiO_2$)

Çin kili olarak isimlendirilen kaolin bir aluminyum hidrat silikatıdır. Dental porselende çok az kullanılan ya da hiç kullanılmayan kaolinin, yapıştırıcılık ve şekillendiricilik özelliğinden istifade edilir.

3. Quartz (SiO_2)

Silika yapısında olan Quartz dental porselenlerde desteklik görevi yapar ve büzülmeyi ayarlar. Kütleye stabilite sağlayarak dayanıklılığını arttırır. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir (Mc Lean 1979, McCabe 1990, Naylor 1992, Zaimoğlu ve ark 1993).

Dental porselenler klasik olarak fırınlama derecelerine göre ve güçlendirme mekanizmalarının esas alındığı yapım tekniklerine göre sınıflandırılabilirler:

2.1.1. Dental porselenlerin sınıflaması

2.1.1.1. Fırınlama derecelerine göre

1. Düşük ısı (low fusing) dental porselenler (871°C-1066°C): Jaket kron, metal destekli kron porselenlerinde, aluminöz porselenlerde (kor materyali hariç), çeşitli boya ve parlatma (glaze) tozlarında kullanılırlar.

2. Orta ısı (medium fusing) dental porselenler (1093°C-1260°C): Gövde porseleninde kullanılırlar.

3. Yüksek ısı (high fusing) dental porselenler (1288°C-1371°C): Özellikle suni dişlerin yapımında ve nadiren yüksek ısı ile pişirilen jaket kronların yapımında kullanılırlar (Zaimoğlu ve ark 1993, O'Brien 2002).

2.1.1.2. Yapım tekniklerine göre

1- Metal Destekli Dental Porselenler

A- Döküm metal üzerinde bitirilen dental porselenler

-Vita VMK 68, Ivoclar, Vitadur Alpha

B- Metal yaprak üzerinde bitirilen dental porselenler

-Renaissance, Sunrise (Memikoğlu, 1997)

2- Tam Seramikler

A- Geleneksel feldspatik porselenler

B- Dökülebilir dental porselenler

-Dicor (Dentsplay, USA), Cerapearl (Kyocera, USA), CD 200 (Nippon Electric Glass Company, Japon), OCC Olympuss seramik

C- Kor yapısı güçlendirilmiş dental porselenler

1-Basınç altında ve enjeksiyonla şekillendirilmiş kor materyali

-IPS-Empress II (Ivoclar Schaan, Liechteinstein), Finesse (Ceramco, Almanya), Cerestore, Magnesia kor

2-Alumina ile güçlendirilmiş kor materyali

-In-Ceram, Hi-Ceram

3-Zirkonyum ile güçlendirilmiş kor materyali

-Cercon (Dentsply), Procera AllZirkon (NobelBiocare), DC-Zirkon (DCS Dental AG) ve In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik)

D- Bilgisayar yardımı ile yapılan dental porselenler

-Cerec (Siemens, Almanya), Celay (Microna, Almanya), Procera All-Ceram (Procera Sanvic, İsveç) (Memikoğlu 1997, Sevimay 2000, Yavuzyılmaz 2003, Şenyılmaz 2004, Yücel 2005).

2.2. Porselen Laminate Veneerler

1938 yılında Pincus, veneerleri dişlere yapıştırmak amacı ile protez yapıştırıcısını kullanmayı denemiş fakat o dönemde mevcut olan yapıştırıcılar yeterli kuvvete ve dayanıklılığa sahip olamadıkları için başarılı olamamıştır. 1955 yılında Buonocore ile, mineyi asitle pürüzlendirerek bağlantı çalışmaları başlamıştır. Sonrasında Horn, Simonsen ve Clamia hidroflorik asitle pürüzlendirilmiş ve silanize edilmiş porselen laminate veneerlerin (PLV)

yapıştırıcı kompozit rezin bağlanma gücünün, pürüzlendirilmemiş mine yüzeyine bağlanma gücünden daha fazla olduğunu göstererek PLV'ler üzerine ilgiyi artırmıştır (Linden 1991).

Kabul edilebilir PLV yapım yöntemini ilk olarak, platin foli yöntemi ile Horn (1983) uygulamıştır. Daha sonraki yıllarda ise Clamia (1985) revetman day yöntemini geliştirmiştir. Hobo ve Iwata (1985) tarafından ise dökülebilir apatitten PLV yapılmıştır.

PLV'ler, laminate veneer uygulamasında kullanılan diğer materyallere göre bazı üstün özelliklere sahiptir. Bu özellikler:

1- Tam porselenlerle karşılaştırıldığında minimal diş kesimi yapılması,

2- Lokal anestezi gerektirmemesi (Bartlett ve Brunton 2005),

3- Daha iyi estetiğe sahip olmaları, aşınmaya karşı yüksek dirençlerinin olması (Warren 1990),

4- Plak birikimine dirençli olmaları,

5- Çevre dokular ile biyolojik uyumluluklarının iyi olması,

6- Sıvı absorbsiyonuna karşı dirençli olmaları,

7- Dental porselenin pürüzlendirilmesi ve silan uygulaması ile elde edilen yeterli tutuculuktur (Garber 1988, Warren 1990, Ömeroğlu 2000).

PLV'lerin uygulamasındaki dezavantajlar ise;

1- Tekniğin hassasiyet gerektirmesi (Taylor PA),

2- Özellikle simantasyondan sonra temizlenmeyen yapıştırıcı siman açıkta kaldıysa marjinal renklenme görülmesi (Bartlett ve Brunton 2005),

3- Simantasyondan sonra tamir ve ilave işlemlerinin veya sökülmesinin güç olması,

4- Porselenin kırılgan bir yapıya sahip olması,

5- Maliyetinin diğer yöntemlere göre daha yüksek olması,

6- Uygun renkte kompozit rezin siman ile yapıştırılması gerekliliğidir (Garber 1988, Warren 1990, Ömeroğlu 2000).

2.2.1. PLV'in endikasyonları

1- Özellikle sağlam ön dişlerdeki kötü görünümlü yüzey defektlerinin tedavisinde,

2- Ön dişlerin renk, şekil, uzunluk ve dizilimindeki modifikasyonlarda,

3- Kırık ve endodontik tedavili ön dişlerin tedavisinde,

4- Tetrasiklin renklenmelerinin, florozis renklenmelerinin ve endodontik tedavinin veya travmanın neden olduğu renklenmelerin maskelenmesinde,

5- İnsizal kenar kırıkları gibi hasar görmüş ön dişlerin onarılmasında,

6- Kama lateraller gibi anatomik anomalilerin maskelenmesinde,

7- Geniş pulpalı dişlerin restorasyonunda,

8- Kök yüzeyinin açığa çıktığı ön dişlerin estetiğinin düzeltilmesinde,

9- Diastemaların düzeltilmesinde,

10- Amelogenesis imperfektanın tedavisinde endikedir (kırılmaya yatkın olan mine, restorasyonun erken başarısızlığına neden olacağı için dentinogenesis imperfecta da uygun değildir) (Warren 1990, Ömeroğlu 2000, Aristidis ve Dimitra 2002, Bartlett ve Brunton 2005, Taylor PA).

2.2.2. PLV'in kontraendikasyonları

1- Kötü oral hijyene sahip hastalarda,

2- Restorasyonun subgingival marjine daha derin yerleştirilmesi gereken durumlarda,

3- Atipik okluzal yüklemeleri olan olgularda (örneğin: bruksizim),

4- Bağlantı için yeterli miktarda diş dokusunun eksikliği veya yeterli miktarda olmasına rağmen zayıflamış mine varlığında,

5- Kötü ağız alışkanlıklarına sahip hastalarda,

6- Travmaya maruz kalabilecek işi olan, kontakt sporlarla uğraşan bireylerde,

7- Sınıf 3 maloklüzyonlar, başa baş kapanış ve aşırı çapraşıklık olgularında porselen laminate veneerler için başarısızlık oranının daha yüksek olduğu rapor edilmiştir (Crispin ve ark 1994, Ömeroğlu 2000, Bartlett ve Brunton 2005).

2.3. PLV Yapımında Kullanılan Porselen Sistemler

1- Geleneksel feldspatik porselenler

a-Isıya dayanıklı day model tekniği

b-Folyo-matriks tekniği

2- Basınç altında ve enjeksiyonla şekillendirilmiş kor yapısı güçlendirilmiş dental porselenler

3- Dökülebilir dental porselenler

4- Bilgisayar yardımı ile yapılan dental porselenler (CAD/CAM) (Clyde ve Gilmour 1988, Dumfahrt 1999, Ömeroğlu 2000, Üşümez 2001).

2.3.1. Geleneksel feldspatik porselenler

Günümüzde PLV restorasyonlar için en yaygın olarak kullanılan materyaller feldspatik porselenlerdir. Çok iyi estetik özellik ve en önemlisi translusensi sergiler (Gürel 2002). Dental restorasyonlarda kullanılan tüm kaplama porselenleri geleneksel feldspatik porselen yapısındadır. Bu materyal içeriğinde feldspar, kaolin, kuartz materyallerini ve çeşitli renk pigmentlerini bulundurur (McLean 1979).

Diş hekiminin mine dokusu içinde bir kesim yapması estetik bir restorasyon için yeterlidir. Feldspatik porselen ile 0.3 mm. kalınlıkta çalışılabilmektedir. Ancak bu özellik, ince PLV'in kırılgan yapıda olması ve porselen partiküllerin düşük esneme direncine yol açan mikropöröziteleri yol açması nedeniyle dezavantaj oluşturabilir (Dumfahrt 1999).

2.3.1.1. Isıya dayanıklı day model tekniği

Yeni bulunmuş veya modern laboratuar teknolojisi gerektiren bir yöntem değildir. Teknik, daha çok teknisyene fazladan donanım ihtiyacını ortadan kaldıran bir çözüm sunmak amacı ile geliştirilmiştir. Bu ürünler çoğunlukla sinterize edilmiş porselenden yapılmıştır. Genelde bu materyaller yüksek miktarda kristal içermezler bu yüzden çok yüksek fiziksel özellik göstermezler (Gürel 2002).

Bu yöntemde hastadan elde edilen ölçüye porselen rövetmanı dökülür. Seçilecek day materyali ile porselenin termal genleşme katsayıları mutlaka birbirine yakın olmalıdır. Aksi taktirde fırınlama sırasında uyumsuz genleşmelere bağlı problemler ortaya çıkabilir (Ömeroğlu 2000). Setleşen revetman ölçüden çıkarıldıktan sonra ‘‘degassing’’ işlemi uygulanır (Mink 1984, Garber 1988, Bareilo 1989). Degassing işlemi ile, day modelden amonyumlu gazlar, porselenle kontamine olmadan uzaklaştırılır (Ömeroğlu 2000). “Degassing” sonrası revetman day üzerinde her olguya göre dentin, modifiye ediciler ve

insizaller tabakalanarak porselen kondanse edilerek fırınlanır. Düzeltme, boyama ve glazürleme dahil olmak üzere fırınlama işlemleri her zaman objeyi daydan uzaklaştırmadan yapılır. Tüm işlemler tamamlandığında, ısıya dayanıklı day kumlama yapılarak restorasyondan uzaklaştırılır. Son olarak uyum orijinal model üzerinde yeniden kontrol edilmelidir (Gürel 2002).

Avantajları:

1- Düşük donanım maliyeti,

2- Yüksek seviyede estetik sonuçlar,

3- 0.3 mm. gibi minimum diş kesimi,

4- İyi şekillendirme ve yaratıcılık.

Dezavantajları:

1- Teknik hassasiyet gerektirir,

2- Zaman alıcı bir yöntemdir,

3- Büzülme ve uyum sorunları olabilir,

4- Sınırlı endikasyona sahiptir (Garber 1988, Gürel 2002).

2.3.1.2. Folyo-matriks tekniği

Folyo matriks tekniği yıldır kullanılmaktadır ve bu alandaki ilklerden birisidir. Bu teknik de çok çeşitli ve pahalı ekipman gerektirmez. Teknisyen 0.025 mm. kalınlığındaki platin folyoyu üçgen şeklinde kesip day model üzerine tam olarak adapte eder. Sonra platinin

gingival ve insizal kenarı hariç fazlalıklar kesilir. Seçilen renkte dental porselen bilinen yöntemlerle kondanse edilerek pişirilir (Plant 1987, Garber 1988, Gürel 2002).

Avantajları:

1- Düşük donanım maliyeti,

2- Çabuk olması,

3- Kabul edilebilir estetik,

4- İlave gerektirmeyen bir yüzey elde edilebilir,

Dezavantajları:

1- Sınırlı endikasyon,

2- Hafif opasite gösteren kor,

3- Uygulanması için eğitim gerekir,

4- Porselenin iç yüzü ilave pürüzlendirme gerektirir (Garber 1988, Gürel 2002).

2.3.2. Basınç altında ve enjeksiyonla şekillendirilmiş porselenler

2.3.2.1. IPS Empress

Zürih Üniversitesi'nde 1983'de geliştirilen leucite ile güçlendirilmiş enjeksiyonla şekillendirilen cam-seramik materyali olan IPS Empress sistemini ilk olarak 1986 yılında Ivoclar Firması üretmiştir (Dong 1992). Esas olarak bir feldspatik porselen olan IPS Empress'in kristalin yapısı kimyasal olarak SiO_2- Al_2O3-K_2O'den yani leucite'den oluşmakta ve mum atım tekniğine dayanmaktadır (Piddock ve Qaltrough 1990, Sulaiman ve ark 1997, Sjörgren ve ark 1999, Schmidt ve Weigl 2000, Yavuzyılmaz 2005, IPS Empress System-

Scientific doc). IPS Empress sistemi, doğal dişe çok yakın translüsensi ve aşınma direnci göstermekte ve içindeki leucite kristalleri porselenlerin dayanıklılığını arttırmaktadır (Höland ve ark 2000, Gemalmaz ve Ergin 2002). Bu sistemde metal desteksiz veneerler, inleyler, onleyler ve kronların yapımı üstün uyum ve mekanik optik özellikler ile sağlanmaktadır (Dong 1992, Uctaslı ve ark 1996, Shillingburg ve ark 1997, Sjörgren ve ark 1999, O'Brien 1997, Höland ve ark 2000, Oh ve ark 2000, IPS Empress System-Scientific doc.).

2.3.2.2. IPS Empress II

Tek kron, inlay, onlay ve laminate veneer yapımında kullanılan IPS Empress 1990'dan bu yana sıklıkla kullanılmaktadır (Dong 1992, Uctaslı ve ark 1996, Shillingburg ve ark 1997, Sjörgren ve ark 1999). Fakat düşük dayanıklılık değerlerinden dolayı dental köprülerin yapımı mümkün olamamıştır. Daha sonra 1998 yılında cam matrikse eklenen lityum disilikat kristalleri ile materyal aralığı genişletilerek IPS Empress II sistemi geliştirilmiştir (Höland ve ark 2000, Blatz ve ark 2003, IPS Empress System-Scientific doc.).

Kimyasal kompozisyon ve fiziksel özelliklerinin yanı sıra, mikroyapı olarak IPS Empress porselen sisteminden farklıdır. IPS Empress II sistemi, hacimsel olarak % 60'ından fazlası 0.5-5 µm. uzunluğunda lityum disilikat kristalleri ve 0.1-0.3 µm. uzunluğunda küçük lityum ort ofosfat kristalleri içerir. Bu yoğun kristal yapı IPS Empress II porselenin dayanıklılığını artırmaktadır (IPS Empress II System-Scientific doc., Trinkner ve Rosenthal 1998, Zawta 2001). IPS Empress II sistemin kırılmaya karşı olan direnci IPS Empress sisteme göre üç kat artmıştır (Oyar 2002). Yüksek mekanik dayanıklılık ve kırılma direnci sayesinde anterior ve posterior kronların yapımı sağlandığı gibi 3 üyeli anterior ve premolar köprü yapımına da olanak vermektedir (Blatz ve ark 2003, Zaimoğlu ve Can 2004).

Sistem, güçlendirilmiş cam seramiğin fosfat bağlı rövetmana sıcak preslenmesi esasına dayanır. Bu sistemde kristalin fazını başlatmak için ikinci bir ısıtma işlemine ihtiyaç yoktur (Shillingburg ve ark 1997).

IPS Empress sisteminin avantajları:

1- Bu sistemde mum örneğin tam bir reprodüksiyonu büzülme olmadan elde edildiği için diğer sistemlere göre daha basittir,

2- İşlemin kolaylığı inley, onley, tam kron ve laminate veneerlerde 1mm.'lik ince kesitler halinde bile son derece estetik restorasyonlar elde edilmesini sağlayabilmektedir,

3- Restorasyonlar, sonraki boyama ve tabakalama teknikleri sırasında yüksek derecede stabilite gösterir ve bu teknikler restorasyona direnç kazandırır,

4- Porselen ingotlar basınçla ve vakumla uygulandığı için porözite ve mikrofraktür olasılığı ortadan kalkar,

5- Mum modelaj ve porselen enjeksiyonu tam bir uyum sağlamaktadır,

6- Minimal düzeyde çekme ve üstün marjinal adaptasyon özelliği bulunmaktadır,

7- Abrazyona direnci doğal diş minesinin direncine çok yakındır ve ışık geçirgenliği, mine ve dentinin ışık geçirgenliğine çok yakın olup estetik olarak doğal diş gibi görünüm sağlar (Alaçam ve ark 1998, Ömeroğlu 2000).

Dezavantajları:

1- Pahalı bir tekniktir,

2- Özel ekipman gerektirir (Crispin ve ark 1994).

2.3.3. Dökülebilir cam porselenler

Dental porselen üretiminin önemli bir gelişimi olan dökülebilir cam porselenler estetik materyal seçiminde tercih edilirler. Bunun sebebi karşıt mineyi aşındırmamaları ve plak birikiminin diğer restoratif materyallerden ve doğal mineye göre daha az olmasıdır (Crispin ve ark 1994). Radyolusent oldukları için kronun kole uyumu radyolojik olarak incelenebilir (Zaimoğlu 2004). Ayrıca, fırınlama büzülmesinin az oluşu, yeterli ışık geçirgenliği, kolay cilalanabilirlik, gerilim direnci ve düşük ısı geçirgenliği açısından üstünlük gösterir (Şenyılmaz ve ark 2004, Zaimoğlu 2004). Birbirine benzer iki teknik olan Dicor (dökülebilir porselen) ve Cerapearl (dökülebilir apatit) dökülebilir cam porselen sistemlerdir (Ömeroğlu 2000, Üşümez 2001).

Bu sistemlerin dezavantajı ise laboratuar işlemlerinin uzun ve pahalı olmaları, kole uyum problemleri göstermeleridir. Ayrıca Dicor kronlar düzenli kristal yapı içermeleri nedeni ile ışığı diğer seramik sistemlere göre 3 kat fazla geçirirler. Bu durumda yapılacak restorasyonda çok fazla renk değişimi isteniyorsa bunu sağlamak bu porselen sistemi ile mümkün değildir. Ayrıca ağız boşluğunun koyu rengi yansıyacağı için büyük diastemaların kapatılmasında gri bir renk oluşacaktır (Garber 1988, Zaimoğlu 2004).

2.3.4. Bilgisayar yardımı ile yapılan dental porselenler

Bu sistem önceden üretilen porselen blokların bilgisayar destekli freze yardımı ile şekillendirilmesi esasına dayanır. Sistemdeki veri toplama ünitesi ile ölçü alımı ve model elde edilmesi işlemleri ortadan kaldırılarak dijitalize veriler bilgisayara aktarılır ve üç boyutlu tasarımlar (CAD, Computer Aided Design) oluşturulur. Daha sonra bu tasarımlar sisteme bağlı torna aletine aktarılarak üretime (CAM, Computer Aided Manufacture) geçilir (Zaimoğlu 2004, Yavuzyılmaz 2005). İnley, onley, laminate veneer ve kron tipindeki restorasyonlar için endikedir (Altunsoy 2001, O'Brien 2002).

İki tip CAD/CAM tekniği vardır: Porselen blokların döner aletler ile şekillendirilmesi olan freze tekniği ve dublikatın elde edilmesi olan kopya-freze tekniği (Yavuzyılmaz 2005).

CAD/CAM sistemlerinde restorasyon yapımı genel olarak üç basamakta gerçekleşmektedir.

1- Üç boyutlu yüzey taraması,

2- Restorasyonun dizaynı,

3- Restorasyonun üretimi (Hickel ve ark 1997).

2.4. Kompozit Rezin Simanlar

Rezin esaslı yapıştırıcı simanlar son yıllarda oldukça artan bir popülarite kazanmıştır. Porselen inlay/onley ve veneerlerin yapımı, adeziv sistemlerle birlikte rezin simanların da gelişmesi ile mümkün olmuştur (Ateş 2002).

2.4.1. Kompozit rezin simanların yapısı

Kompozit rezin simanlar, kompozit dolgu maddelerinde olduğu gibi yapı ve özellik bakımından en az iki farklı fazın karışımından meydana gelir. Bunlar, birbirinden farklı organik rezin karışımı ve inorganik doldurucular dır (McCabe 1990, Ateş 2002, O'Brien 2002, Blatz ve ark 2003, Burke 2005, Kalender 2006).

Kompozit rezin simanların yapısı dört kısımdan oluşmaktadır;

1- *Matriks faz*: Sıklıkla Bis-GMA (bisfenol glisidil metakrilat)'dan oluşur. Son yıllarda iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan UDMA (üretan dimetakrilat) matriks olarak kullanılmaktadır (Zaimoğlu 2004). Bunlar aşırı vizkoz yapıya

sahip olduğundan dolayı viskoziteyi kontrol etmek için içlerine TEGMA (trietilen gliko dimetakrilat) katılır (McCabe 1990, Zaimoğlu 2004).

2- *Polimerizasyon başlatıcılar*: Rezinlerin polimerizasyonu kimyasal ve görünür ışıkla olur. Kimyasal olarak aktive olan sistemlerde, başlatıcı organik peroksit (katalizör), hızlandırıcı tersiyer amin ile reaksiyona girerek oligomer molekülü ile çifte bağlantı yapacak olan serbest radikalleri açığa çıkarırlar. Bunun sonucunda da polimerizasyon başlamış olur. Uygun dalga boyundaki görünür ışığa hassas kamforkinon (camphoroguinone) molekülü, ışıkla aktive olan sistemlerde polimerizasyonu başlatır. Hızlandırıcı alifatik amin varlığında serbest radikaller açığa çıkar ve polimerizasyon başlar (Ateş 2002).

3- *Dağılmış faz*: Materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerini sağlayan değişik boyutlardaki doldurucu parçalardır (McCabe 1990). Bunlar sıklıkla baryum stronsiyum esaslı cam, yiterbiyum, çinko, quartz, silika, seramik veya silisyum dioksit silika partikülleri ya da yarı jel formundaki zirkonyum silikat dolduruculardır. Bunlar radyoopasiteyi sağlarlar (Beydemir 2000, Zaimoğlu 2004, Kalender 2006). Doldurucu hacminin dağılımına göre mikro dolduruculu (0.04 µm.) veya hibrit materyaller (0.7-1.7 µm.) olarak sınıflandırılırlar. Yüksek oranda doldurucu içeren simanlar genellikle ağırlığın % 60'ını oluşturan 13 µm. çapında silanlanmış inorganik partikül içerir. Hafif dolduruculu simanlar ise % 28 kolloidal silika içerirler (Ateş 2002). Doldurucular sayesinde aşınmaya karşı dirençleri diğer simanlara oranla daha yüksektir. Bununla birlikte dolgu maddelerinin artması ile vizkosite artar. Ayrıca film kalınlığı artar. Artan film kalınlığı ile polimerizasyon nedeni ile oluşan büzülme sırasında gerilme miktarı da artar (Kalender 2006).

4- *Bağlayıcı ajan*: Doldurucu, rezin matriks içine karıştırılmadan önce özel bir işleme tabi tutulur. Bu işlemde doldurucu partiküllerin yüzeyleri γ-metakriloksi propiltrimetoksi silan bağlayıcı ajan ile kaplanır. Bu çift fonksiyonlu bağlayıcı ajan, doldurucu ve rezin matriks

arasında güvenilir bir bağlanma sağlar (McCabe 1990, Zaimoğlu 2004). Bir başka deyişle, bu silanlar doldurucu partiküllerin hidroksil gruplarının suyunu kompanse eder, diğer taraftan rezin matriksin bağları ile bağlantı yapar (Zaimoğlu 2004, Kalander 2006). Sonuç olarak doldurucu veya matriksin her birinin ayrı ayrı sahip olduğu özelliklerden daha iyi özelliklere sahip bir madde ortaya çıkmış olur. Bu bağlanmanın iyi olmaması, yüzeyden doldurucunun kolaylıkla ayrılmasını veya doldurucu-matriks ara yüzeyine suyun kolayca nüfuz edebilmesine sebep olur. Bağlayıcı ajanlar aynı zamanda doldurucu rezin ara yüzeyinde gerilim absorbe edici olarak davranırlar (Ateş 2002).

İdeal olarak yapıştırıcı simanlar; iyi ıslatma özelliğine sahip, ince film kalınlığı olan, mekanik olarak güçlü, su emilimi az, aşınmaya dirençli, mikrosızıntısı düşük, renk stabilitesi iyi ve nontoksik olmalıdır. Ayrıca simantasyon ajanları iki büyük gereksinimi yerine getirmelidir: Uzun çalışma zamanı ve kısa sertleşme zamanı. Çalışma zamanı, restorasyonun dikkatli bir şekilde yerleştirilmesine ve fazla simanın kaldırılmasına müsaade edecek kadar uzun olmalıdır. Sertleşme zamanı ise, en kısa zamanda yeterli polimerizasyonu sağlayarak hastanın mümkün olduğunca kısa zamanda restorasyonu kullanabilmesine izin vermelidir (Craig 1997, Rosenstiel ve ark 1998, Ateş 2002).

2.4.2. Kompozit rezin simanların sınıflaması

Kompozit rezin simanlar polimerizasyonlarına göre:

1- Kimyasal olarak polimerize (chemical-cured) olan kompozit rezin simanlar,

2- Işıkla polimerize (light-cured) olan kompozit rezin simanlar,

3- Hem kimyasal hem ışıkla polimerize (dual-cure) olan kompozit rezin simanlar olarak sınıflandırılır.

2.4.2.1. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezin simanlar

Bu tür kompozit rezin simanlar çift pat sisteminde ya da toz likit şeklinde üretilmiştir. Toz likit sisteminde, toz iyi dövülmüş borosilikat veya silika cam ile polimer toz ve organik peroksit başlatıcıdan oluşur. Likit ise amin hızlandırıcı içeren BİS-GMA ve/veya diğer dimetakrilat monomerlerden oluşur. Pat sistemlerinde patlardan her biri yarı yarıya organik monomer ve doldurucu içerir (Zaimoğlu 2004). Kimyasal polimerize olan kompozit rezin simanlar çoğunlukla pat sistemleri olarak hazırlanmıştır. Genellikle yapıştırıcı rezin siman olarak opak seramik kor ve metal destekli kronlarda kullanılırlar (O'Brien 2002, Blatz 2003, Zaimoğlu 2004).

Bu tür kompozit rezin simanlarda, içerdikleri tersiyer aromatik aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması ile amin renklenmesi görülür. Ayrıca çalışma ve polimerizasyon sürelerinin hekimin kontrolünde olmaması bir dezavantaj olmasına rağmen polimerizasyonları restorasyonun kalınlığından etkilenmez (Rueggebberg 1993, Ateş 2002, Zaimoğlu 2004).

2.4.2.2. Işıkla polimerize olan kompozit rezin simanlar

Bu tür kompozit rezin simanlar firmalar tarafından tek pat sisteminde üretilmişlerdir. Tek pat halindeki bu simanlarda ışık emici olarak kamforkinon ve hızlandırıcı olarak alifatik amin bulunur. Bunlar tüp içerisinde birlikte olmalarına rağmen ışık uygulanmadıkça polimerizasyon reaksiyonu başlamaz. Polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık ortalama 420-450 nm. dalga boyundadır. Işık ile polimerize olan rezin simanlar, görünür ışığın penetrasyonuna tamamen izin veren, kalınlığı 1.5-2 mm.'den az olan ve translusens yapıdaki porselen veya kompozit laminate veneerlerin yapıştırılmasında kullanılır. Bu simanlar kimyasal ve dual olarak polimerize olan bazı simanlar gibi zamanla renk değişimi

göstermezler. Çalışma süreleri kronun yerleştirilmesi ve taşan simanın temizlenmesi için uygundur (Peumans ve ark 2000, Ateş 2002, Zaimoğlu 2004).

Buna rağmen ışıkla polimerizasyonun derecesini arttırmak için gerekli olan ışık uygulama zamanını tespit etmek konusunda hekimin başarılı olamayabileceği belirtilmiştir. Bu sürenin kontrol edilmemesi halinde, simanın polimerizasyonunda meydana gelen değişikliğin simanın polimerizasyonunda ve buna bağlı olarak tüm fiziksel özelliklerini etkileyebileceği belirtilerek, polimerizasyon derecesinin mümkün olduğunca yüksek tutulması gerektiği belirtilmiştir (Myers ve Caughman1994).

2.4.2.3. Dual polimerize olan kompozit rezin simanlar

Dual polimerize olan kompozit rezin simanlar iç yüzeyleri pürüzlendirilebilen porselen inlay, onlay veya ışıkla polimerizasyonun tamamlanamayacağı şüphesi olan kalın opak yapıda hazırlanmış PLV restorasyonların yapıştırılmasında tercih edilir (Üşümez 2001). Işıkla polimerize olan kompozit rezin simanların polimerizasyonundaki sınırlamalar; üreticileri, hem kimyasal hemde ışıkla polimerize olabilen bir sistemin geliştirmesine yöneltmiştir (Rueggeberg 1993). Bu tür kompozit rezin simanlar çift pat sisteminde üretilmiştir. Dual polimerize olan simanın ana madde kısmında kamforkinon gibi ışığa hassas polimerizasyon sistemleri, katalizör kısmında ise kimyasal polimerizasyon (peroxide/amin) sistemleri vardır. Dual polimerize olan rezin simanın sadece ışıkla polimerizasyon özelliği kullanılmak istenildiğinde, sadece ana madde kullanılır ve dual polimerizasyon özelliği kalmamış olur (Ateş 2002). Çevre dokuların veya alttaki diş dokusunun rengini yansıtacak (bukalemun etkisi), restorasyonun rengiyle uyum sağlayacak şekilde genellikle translusens yapıdadır. Bu tip simanlar, restorasyonun bir miktar ışık penetrasyonuna izin verecek kadar translusens olduğu, ancak sadece ışık ile polimerizasyonun tamamen sağlanamayacağı kalınlıktaki (1.5-2 mm.'den fazla olan) restorasyonlarda kullanılır (Zaimoğlu 2004).

2.4.3. Kompozit rezin simanların polimerizasyon derecesine etki eden faktörler

Porselen restorasyonların başarısı dentin/mine ve kompozit rezin siman arasında ki güçlü bir bağlantının elde edilmesine bağlıdır. Bu bağlantının büyüklüğü yeterli polimerizasyon ile direk olarak bağlantılıdır. Rezin materyalin memnuniyet verici klinik performans ve ideal fiziksel özelliklerinin elde edilmesinde polimerizasyonun tam olması önemlidir. Monomere ışığın yetersiz miktarda ulaşması, porselen restorasyonlar altında tam polimerizasyonun gerçekleşmemesine neden olur. Porselen tabaka ışığı yansıttığı ve kırdığı için, derinlerde ki restoratif bölgeye ulaşan ışık yoğunluğu azalır ve materyalin derin bölgelerinde polimerizasyon yeterli şekilde gerçekleşmez (Soares 2006).

Kompozit rezin siman ve ışık kaynağı arasında bulunan porselen materyalinin kalınlık, renk ve opasitesi, geçen ışık miktarını direkt olarak etkiler (Soares 2006).

Polimerizasyon derecesini belirleme yöntemlerinden biri de yüzeyin sertliğine bakılmasıdır. Sertlik testlerinde genellikle kompozit rezin siman yüzeyine uygulanan çentikleme işlemi kullanılır (Soares 2006).

2.5. Sertlik (indentation hardness)

Sertlik özelliğinin restoratif materyalleri karşılaştırmada büyük önemi vardır. Sertlik, yüzeyi çentikleme veya delip geçmeye karşı dayanıklılık olarak tanımlanabilir. Sertlik plastik deformasyona karşı dayanıklılığın ölçümüdür ve çentiklemenin birim ünit alana kuvveti olarak ölçülür.

Rezinlerde inorganik doldurucu partikül oranı ve tipi ile organik matriksin yapısı ve polimerizasyon şekli materyalin sertlik değerlerinde etkilidir. İnorganik doldurucu miktarının artışı ile daha yüksek sertlik değerleri elde edilir (Ulusoy ve ark 1998, Kaya 2002).

Sertlik testinde en yaygın kullanılan metodların bazıları Brinell, Knoop, Vickers, Rockwell ve Shore A testleridir. Bu testlerin her biri diğerinden biraz farklıdır ve her birinin avantaj ve dezavantajları vardır. Bunların genel özelliği test edilen materyalin yüzeyine küçük, simetrik şekilli bir işaretleyici ucun (indenter) penetrasyonuna dayanmalarıdır. Çeşitli sertlik testlerindeki fark, işaretleyici ucun materyali, geometrisi ve yükleme ağırlığıdır. İşaretleyici uç çelikten, tungsten karbitten veya elmastan yapılabilir ve küre, koni veya piramit şeklinde olabilir. Yükleme aralığı 1 kg - 3000 kg'dır. Sertlik testi seçimi, materyalin cinsine bağlı olarak belirlenir (Zaimoğlu 1993, Craig 1997, Ateş 2002, Kaya 2002, OBrien 2002).

Sertlik testlerinde genel olarak belirlenen noktadan, standart bir kuvvet veya ağırlık uygulanır. Yük uygulayan uç simetrik şekilli bir iz oluşturur ve bu oluşturulan izin derinliği ve genişliği mikroskop altında ölçülür. İzin boyutları daha sonra tablo haline getirilmiş sertlik değerine çevrilir (Zaimoğlu 1993, Craig 1997, Ateş 2002, Kaya 2002, OBrien 2002).

2.5.1. Brinell sertlik testi

Brinell testi metallerin sertliğini tayin etmekte kullanılan en eski tekniktir. Brinell testinde sert bir çelik veya tungsten karbit bilye belli bir yük altında malzemenin parlatılmış yüzeyine bastırılır. Bu yük yüzeydeki çöken kısmın alanına bölünür. Çökme ne kadar küçükse, sertlik numarası, dolayısıyla metalin sertliği de o kadar fazladır. Bu numara Brinell Sertlik Numarası (BHN) olarak bilinir. Brinell testi genellikle diş hekimliğinde kullanılan metalik malzemelerin sertliğinin tayininde kullanılır. Çelik bilye kırılgan malzemeleri kolayca kırdığından çökme miktarını tespit etmek oldukça zordur. Dolayısıyla Brinell testi diş yapısı veya siman gibi kırılgan veya dental plastikler gibi elastik malzemeleri sertliğinin tayininde kullanılamaz (Zaimoğlu 1993, Craig 1997, Ateş 2002, Kaya 2002, OBrien 2002).

2.5.2. Rockwell sertlik testi

Rockwell testinde de Brinell testine benzer olarak çelik bir bilye veya bazı durumlarda da elmas bir uç kullanılır. Burada çökme çapı ölçümü yerine, aletin üzerindeki ölçekten doğrudan derinlik ölçülür. Diş hekimliğinde plastiklerin test edilmesinde yüzeysel Rockwell metot kullanılır. Rockwell testinin avantajı çökme derinliği doğrudan okunabildiğinden viskoelastik maddelerin test edilmesinde oldukça güvenilirdir. Bu test endüstride çok kullanılır (Zaimoğlu 1993, Craig 1997, Ateş 2002, Kaya 2002, OBrien 2002).

2.5.3. Knoop sertlik testi

Bu testte geometrik şekilde kesim yapan elmas bir delgi aleti kullanılır. Yüzeydeki çökme elmas ve rombik şekildedir. Burada gerçek çökme alanı yerine, en derin çökme miktarı uygulanan yüke bölünerek Knoop sertlik numarası (KHN) elde edilir. Diş minesinin sertliğini porselen, rezin veya diğer diş restorasyon malzemeleri ile karşılaştırmak mümkündür. Bu metodun avantajı, materyalin sadece uygulanan yükü değiştirerek geniş bir aralıkta test edilebilmesidir. Çünkü, çok hafif yükler, oldukça hassas mikro çentikler oluşturabilir. Örneğin, Knoop testi, yaygın olarak çekilmiş dişlerde hem mine hem de dentini test etmede kullanılabilir (Zaimoğlu 1993, Craig 1997, Ateş 2002, Kaya 2002, OBrien 2002).

2.5.4. Shore A sertlik testi

Özellikle diş hekimliğinde kullanılan lastik ve plastiklerin test edilmesinde diğer sertlik testleri kullanılamaz. Çünkü, yük kaldırılınca oluşan iz kaybolur. Bu testlerde endüstride kalite kontrolü amacı ile kullanılan kompakt bastırıcılar kullanılır. Bu teknikler çökmeye karşı gösterilen dirence dayanır. Bu test yumuşak protez astarlarının, ağız koruyucularının ve çene yüz elastomerlerinin test edilmesinde kullanılır (Zaimoğlu 1993, Craig 1997, Ateş 2002, Kaya 2002, OBrien 2002).

2.5.5. Vickers sertlik testi

Vickers testi de Brinell testiyle aynı sertlik belirleme prensibini kullanır. Ancak burada çelik bir bilye yerine elmas tabanlı bir piramit kullanılır. Bu piramidin yüzleri arasındaki açı 136° dir. Buradaki çökme dairesel olmayıp, kare şeklinde olmasına rağmen Vickers sertlik numarası da (VHN) aynen Brinell sertlik numarasında olduğu gibi uygulanan yükü çökme alanına bölmek suretiyle bulunur. Çökme alanının diagonellerinin boyları ölçülerek ortalaması alınır. Test edilecek maddenin sertliğine bağlı olarak uygulanan yük 1 ile 120 kg arasında değişir. Bu testte aynı zamanda elmas piramit sertlik testi de denir. Vickers testi ADA'nın döküm altın alaşımları ile ilgili spesifikasyonunda kullanılır. Bu test oldukça kırılgan malzemelerin sertliğini ölçülmesinde de uygun olduğundan diş yapısının sertliğini ölçmede de kullanılır. Ancak Vickers testi de Brinell testi gibi elastik malzemeler için pek uygun değildir (Zaimoğlu 1993, Craig 1997, Ateş 2002, Kaya 2002, OBrien 2002).

2.6. Renk

Işığın cisimlere çarparak yansımasıyla gözümüze ulaşan olguya renk denir. Işığın olmadığı yerde bütün renkler siyahtır. Dolayısıyla renk ışığın var olması ile oluşur (Yeşiltaş 2002). Elementlerin biri mevcut değilse renk var olmaz. Renk en iyi soyut bir bilim olarak tanımlanır. Renk kişiseldir. Her bir kişi aynı objeyi farklı görebilir. Sadece görsel değerlendirmeye dayanan ortak bir karar çıkması çoğu zaman zordur. Kişisel renk algılama kabiliyeti ışık şartları, zeminin etkisi, renk körlüğü, iki göz arası farklılıklar, göz yorgunluğu ve diğer psikolojik faktörleri içeren pek çok faktörden etkilenir. Bu fiziksel şartların yokluğundan başka her gözlemci renk ile ilgili geçmiş deneyimlerine ve renk referanslarına dayanarak rengi farklı yorumlar. Rengin algılanması için üç element arasında bir etkileşim olmasına ihtiyaç vardır. Bunlar ışık, obje ve gözlemcidir (Chu ve ark 2004).

2.6.1. Rengin algılanması

2.6.1.1. Işık

Isaac Newton, beyaz ışık demetinin bir prizma içinden geçmesi ile renk komponentlerine veya dalga boyuna ayrıldığını bulmuştur. Newton bir spectrum olarak rengin kesintisiz sıralanması ile sonuçlandığını tanımlamıştır. Bu spektrumu kırmızı, portakal rengi, yeşil, mavi, çivit ve menekşe rengi olarak tanımlamıştır. Dalga boyları kırmızı, yeşil ve mavi ışığın değişimi olarak insan gözündeki üç tip renk reseptörü tarafından algılanır. İnsan gözü ışığın sadece bu dalga boyundaki ışıkları algılar, bu nedenle görünür ışık spektrumu olarak tanımlanır. Fiziksel tanımda görünür ışığın dalga boyu, yaklaşık 400 nm. ile 700 nm. aralığındadır. Her bir renk, frekansı veya dalga boyu ile uyumlu olarak tanımlanır (Chu ve ark 2004).

2.6.1.2. Gözlemci

Yayılma, geçme ve yansıma ile göze ulaşan dalga boyları rod ve kon olarak adlandırılan retina üzerinde ki algılayıcı hücreler tarafından algılanır. Rodlar göze ulaşan ışık ışınının yoğunluğu yani rengin parlaklığını algılar (Chu ve ark 2004). Rengi algılama kabiliyetleri yoktur. Kornea boyunca dağılmışlardır. Kon hücreleri karanlıkta işlevlerini durdururlar. Görsel algılama bu hücrelerden sadece parlaklığı ve karanlığı algılayabilen rod hücrelerine geçer (Kafalı 1997). Konlar ise rengi algılar. İnsan gözü üç farklı tip kon içerir ve bunların her biri sırası ile yaklaşık olarak kırmızı, yeşil ve mavi renklerde ki dalga boylarına karşılık gelir. Bu iki hücreden alınan uyarıların birlikte değerlendirilmesi sonucunda beyinde renkli bir görüntü oluşur.

2.6.1.3. Obje

Bir objenin optik görünümü, üzerine gelen ışığı geçirmesi, yansıtması ve absorbe etmesi ile belirlenir. Transparan objelerin yüzeyi ve densitesi tarafından absorbe edilen ışık miktarı belirlenir ve geçen ışığın dalga boyları algılanan rengi oluşturur. Materyal tamamen transparan ise bütün ışık geçecek ve renk beyaz olarak algılanacaktır. Materyal tamamen opak ise tüm ışık absorbe edilecek ve siyah renk algılanacaktır. Solit bir obje bazı dalga boylarını absorbe eder ve diğerlerini yansıtır. Bu durumda ise obje yansıyan dalga boyunun rengi olarak algılanır (Chu ve ark 2004, Çal ve ark 2005).

Dental porselenin translusensliği çoğunlukla ışık saçılımına bağlıdır. Bir porselenden geçen ışığın çoğunluğu şiddetli saçılım ve diffüz yansıma ise materyal opak görünecektir. Işığın sadece bir bölümü saçılır ve çoğunluğu diffüz geçiş yaparsa materyal translusens görünecektir. Absorbe olan, yansıyan ve geçen ışığın miktarı porselen içindeki kristallerin miktarına, kimyasal özelliklerine ve partikül boyutunun ışık dalga boyu insidansının karşılaştırılmasına bağlıdır (Heffernan ve ark 2002).

2.6.2. Rengin boyutları

Dişler ve restorasyonları birbirlerine benzetmeye çalışırız, renk gerçekte çok boyutludur (Chu 2004). Renkleri öğrenme ve anlama konusunda, Albert Henri Munsell'in katkısı çok büyüktür. Munsell, 1915 yılında Munsell Renk Atlası'nı sunmuştur. Renkleri 3 boyutlu bir fenomen olarak tanımlamıştır. Rengin 3 boyutu; hue (ton, renk), value (brilliance, parlaklık) ve chroma (saturation, doygunluk) olarak adlandırılmıştır (Ubassy, 1995). Bu boyutlara Munsell'in renk analizinde söylenilmeyen translusensliği ekleyebiliriz. Estetik bir restorasyon için translusens özelliği çok kritik faktör olabilir (Chu 2004, Gürel 2004). Dört boyut aşağıdaki gibi tanımlanmıştır:

Hue (ton): Renk terimi ile benzerdir. Diş veya dental restorasyonların pigmentlerini tanımlamada kullanılır (kırmızı, mavi veya sarı gibi) (Chu ve ark 2004). Munsell renk sisteminde 5 ana renk (kırmızı, sarı, yeşil, mavi, mor) ve bunların arasında 5 yardımcı renk (sarı-kırmızı, yeşil-sarı, mavi-yeşil, mor-mavi, kırmızı-mor) vardır (Yılmaz 2002). Yansıyan veya geçen ışığın dalga boyu ile tanımlanır görünür ışık spektrumunda dalga boylarının yerleşimi rengin ismi olarak nitelendirilebilir (Rosenstiel ve ark 1989, Aladağ 2003).

Value (parlaklık): Objenin parlaklığı veya rengin (hue) koyuluk veya açıklığı ile ilişkili olarak tanımlanabilir. Bir objenin parlaklığı objenin yansıttığı veya geçirdiği ışık enerjisi miktarının direk sonucudur. Siyah beyaz fotoğraflarda renk yoktur ancak cisimlerin görüntüleri aydınlık değerine göre grinin açık ve koyu tonları olarak görünür. Birbirinden tamamı ile farklı iki renk tam anlamıyla aynı value değerine sahip olabilirler. Bunu kavramak için, renklerin siyah-beyaz televizyondaki görünüşünün hayal edilmesi bir fikir verebilir (Chu ve ark 2004).

Işık yansıtma miktarı yüksek ise value değeri yüksektir. Value skala aralığı en üst değeri beyaz için 10 siyah için 0 dır. Bir restorasyonda yüksek value gözlemciler tarafından çok kolay fark edilir ve estetik restorasyonların en genel problemidirler (Chu ve ark 2004).

Aydınlık değeri yüksek olan bir restorasyon ilk bakışta yapaylığı göze çarpan açık ve tebeşirimsi bir görüntü verirken, düşük aydınlık değerine sahip bir diş ise gri ve cansız görünür. Bir rengin aydınlık değerini yükseltmek için beyaz, düşürmek için ise gri veya siyah eklenir. Ayrıca tamamlayıcı renkler eşit miktarda karıştırıldığında ve renge eklendiğinde de value değeri azalmaktadır (Rosenstiel ve ark 1989, Chu ve ark 2004).

Chroma (doygunluk): Renk tonunun (hue) saflığı, yoğunluğu veya doygunluğudur. Chroma farklılığı en kolay bir kova su ile canlandırılabilir. Kovaya bir damla mürekkep ilave edilirse düşük chroma'lı solüsyon elde edilir. İkinci damla mürekkep chroma'yı artırır ve

bütün mürekkebin dökülmesi ile en yüksek chroma elde edilir. (Rosenstiel ve ark 1989,Chu ve ark 2004).

Translusensi: Işığın yansıma veya absorbsiyonundan daha ziyade geçirme derecesidir. Translusensliği yüksek ise transparan ve düşük ise opaktır. Doğal dişin insizal kenarı translusenstir. Translusensliğin tam olarak belirlenmesi restorasyonun estetik başarısı için önemlidir. Translusenslikte bir hata restorasyonun doğal görünümünden büyük ölçüde uzaklaştırır. Laboratuar teknikerleri ve klinik çalışmalarda translusensliği ölçmek için kesin bir metot olmamasına rağmen renk skalası ve restorasyondan geçen ışığın miktarını ölçmekte densitometer kullanılabilir. Genellikle eğitim almış laboratuar teknisyenleri ayrı ayrı değerlendirdiği zaman value ve hue'yu belirleyebilir. Bununla birlikte hue, value ve chroma hepsi birleşdiği zaman zorluklar ortaya çıkar. Dental restorasyonlar da value değerlendirmesinde tutarsızlıklar görülebilir (Chu ve ark 2004).

2.6.3. Rengin ölçülmesi

Rengin yalnızca algılanmasında değil, başkalarına anlatılmaya çalışılmasında da büyük sorunlar yaşanmaktadır. Bu karmaşanın çözümü ve rengin standart, sayısal değerlerle tanımlanabilmesi için geliştirilen renk ölçekleri arasında Munsell ve Commission Internationale de I'Eclairage L*a*b* (CIE) en çok kullanılan ölçeklerdir. Günümüzde bilgisayar sistemleri ile sayısal görüntülerin kliniklerde kullanımı, bu sistemlerde insan gözü tarafından algılanan renk ile benzer mekanizmayı temel alan üç boyutlu renk modelleri**,** RGB gibi renk ölçekleri de dolaylı olarak diş hekimliği uygulamalarında yer almaktadır (Chu ve ark 2004, Çal ve ark 2005).

2.6.3.1. Munsell renk sistemi

Munsel renk sisteminde renkler, uzaysal olarak silindiriksel koordinatlarda gösterilmektedir. Bu sistemdeki üç değişken Munsell Hue (Ton), Munsell Value (Parlaklık) ve Munsell Chroma (doygunluk)' dır (Altunsoy 2001). Rengin parlaklığı merkezi dikey eksendir. Rengin belirlenmesinde ilk olarak Value (parlaklık) belirlenir. Parlaklık ve koyuluk olarak tanımlanan value beyazdan siyaha 11 derecede tanımlanır. İkinci adım rengin doygunluğunun Chromanın belirlenmesidir. Rengin doygunluğu ise rengin bulunduğu yer ile parlaklığı birbirine bağlayan bölgedir. Bu sistemde en son tonlar belirlenir. Beş temel (kırmızı, sarı, yeşil, mavi, erguvani) ve 5 ara renge ayrılır. Canlı ve saf renkler ekvatorda bulunur. Renkler merkeze doğru ilerledikçe daha az saf olurlar ve renk doygunluğu azalır. Dikey eksende ise tepe noktasına çıktıkça renklerin berraklığı daha çok artar aşağı doğru indikçe koyulaşır ve berraklığı azalır. Kürenin tepe noktasında beyaz, dip noktasında ise siyah renk bulunur (Craig ve Ward 1996, Yeşiltaş 2002, Çal 2005).

2.6.3.2. CIEL*a*b* renk sistemi

CIE renk sisteminin ilk oluşturduğu sistem, X, Y, Z renk koordinatları sistemidir. Bu sistemde kabaca X kırmızıya, Y yeşile, Z maviye denktir ve bunlara tristimulus değerleri denir. CIE XYZ renk koordinat sistemi algısal olmadığından rengin tanımlanmasında son nokta değildir. Yani XYZ renk yoğunluğu şemasındaki renklerin farkı eşit olarak algılanamaz. Örneğin bu diagramda bulunan çok yakın iki nokta farklı renkler olarak algılanırken göze çok farklı gelen iki rengin diagramdaki yerleri birbirine yakın olabilir (Precise Color Communication 1994, O'Brien 2002, Aladağ 2003).

CIE sistemi 1976 yılında L*a*b* renk koordinat sistemini geliştirmiştir. CIEL*a*b* sisteminin en önemli özelliklerinden biri renk algılamasında elemanları eşit aralıklandırılmış

ve üç boyutlu renk uzayı halinde düzenlenmiş olmasıdır (Precise Color Communication 1994, O'Brien 2002, Aladağ 2003).

L* değeri Munsell sistemindeki rengin parlaklığını gösterirken a* ve b* koordinatları algılanan rengin kromatik komponentleridir (Precise Color Communication 1994, Aladağ 2003). L* değeri cismin siyah-beyazlığı/açıklık-koyuluğu ile ilgilidir; saf siyah sıfır L* değerine sahipken, saf beyazın değeri ise 100'dür. a kırmızı-yeşil eksenindeki rengi tanımlar; pozitif a* rengin kırmızı bileşeninin, negatif a* ise yeşil bileşeninin daha fazla olduğunu gösterir. b* değeri sarı-mavi eksenindeki rengi belirler; pozitif b* sarı bileşenin, negatif b* ise mavi bileşenin daha yoğun olduğunu gösterir (Rosenstiel ve ark 1989, Rosentritt ve ark 1998, Wee ve ark 2002, O'Brien 2002, Aladağ 2003). a* ve b* koordinatları beyaz ve gri gibi nötral renklerde sıfıra yaklaşırken, daha doygun ya da yoğun renklerde ise artmaktadır (Russell ve ark 2000). Hue değişiklikleri L* ekseni etrafında çevresel olarak meydana gelir. L*, a* ve b* değerleri X, Y ve Z tristimulus değerlerinden elde edilir (Seghi ve ark 1986, Horn ve ark 1998, O'Brien 2002). İki renk arasındaki renk farklılığını belirlemede aşağıdaki formülden yararlanılır (Craig ve Ward 1996).

$$\Delta E(L^*a^*b^*)=[(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$$

ΔL*, Δa* ve Δb* iki örneğin CIEL*a*b* renk değişkenleri arasındaki farklardır. ΔE'nin avantajı renk kıyaslamalarında renk farklılığının ortaya konmasında kullanılmasıdır (Aladağ 2003). ΔE'nin 3.3 değeri klinik olarak kabul edilebilir (Craig ve Ward 1996). Klinik renk toleransı aşağıdaki tabloda verilmiştir (O'Brien 2002).

Renk farklılığı	Klinik renk uyumu
0	kusursuz
0.5-1	mükemmel
1-2	iyi
2-3.5	kabul edilebilir
>3.5	uyumsuz

2.6.3.3. RGB renk sistemi

Bilgisayar monitörü ve televizyon ekranı gibi elektronik cihazlar insan gözünde konları uyaran kırmızı, yeşil ve mavi (RGB) renkleri karıştıran dalga boyları yayması ile renkleri oluştururlar. Herhangi bir rengi bilgisayarda görüntülemek için bu üç renk belirli yoğunluklarda karıştırılır. Teorik olarak RGB dalga boyları birleştirilirse beyaz ışık elde edilebilir. Bu sebepten kırmızı yeşil ve mavi renge eklenen birincil renkler olarak adlandırılır. Işığın RGB dalga boylarının belli miktarlarda siyah ilavesi ile renk elde edilir (Ubassy 1995, Chu ve ark 2004, Yılmaz 2006).

2.6.4. Renk rehber sistemleri

Renk seçimi renk algılamasının renk iletişimine dönüştürülmesi işlemidir; renk restorasyon sistemin terminolojisi ve diline dönüştürülür ve restorasyonun yapılması için laboratuar teknisyenine iletilir (Gürel 2002). Doğal dişlere uygun renklerde restorasyon yapımı için renk seçimi estetik diş hekimliğinin en zor ve sinir bozucu işlemlerinden birisidir (Yap ve ark 1999).

Renk rehber sistemleri iki kategoriye ayrılır: Görsel (geleneksel) karşılaştırma ve teknoloji ürünü ile yapılan karşılaştırma (Gürel 2002, O'Brien 2002, Aladağ 2003).

Diş hekimliğinde renk analizi Munsell renk skalaları kullanarak görsel (geleneksel) olarak yapılmaktadır. Bu renk analizi, gözlemcinin radyant enerji stimulusuna karşı oluşan psikolojik ve fizyolojik cevaplarına bağlıdır. Görsel renk analizinin üç dezavantajı vardır (Seghi ve ark 1989a, Altunsoy 2001, Saraç 2005):

1- Renk skalalarındaki mevcut renklerin yetersizliği,

2- Diş hekimleri arasında ve aynı kişinin günün farklı saatlerinde seçilen renkte tutarsızlık olmakta ve yorgunluk, yaşlanma, duygular, aydınlatma şartları, gözün önceki tecrübeleri, cisim ile aydınlatmanın pozisyonu ve metamerizm gibi bir çok kontrolsüz etken standart renk saptamasına engel olması,

3- Elde edilen sonuçları CIE renk uzayında göstermek olanaksızdır.

Dijital bigisayarlı görüntüleme ve analiz sistemleri (Spektrofotometrik ve Kolorimetrik) kullanarak yapılan karşılaştırmada optik aletlerle objenin yansıttığı ışık analiz edilerek yapılmaktadır. Objelerin rengi hakkında tutarlı, güvenilir ve miktarsal veri sağlanır (Altunsoy 2001, Çal ve ark 2005).

Kolorimetreler, üç ana renkteki ışığın her birinin, rengi ölçülecek örnek üzerinden yansıma miktarını, referans örnekten yansıyan ışığa göre yüzde olarak ölçer. Üç primer rengin örnek üzerinden yansıma değerlerine diğer bir değişle üçlü uyaran değerlerine göre örneğin rengi saptanmış olur. Kolorimetreler, üçlü uyaran değerleri (X, Y ve Z) veya CIEL*a*b* değerleri cinsinden sonuçlar vermektedirler (O'Brien 2002, Aladağ 2003).

Spektrofotometreler, her dalga boyunda yansıtılan ışık miktarını ölçerler. Çift ışıklı bir Spektrofotometre, cisimden ve bir referans standardından gelen yanıtları karşılaştırır. O dalga boyunda örnekten gelen ışığın referansa göre yüzdesi bulunur. Spektral yanıttan, cisim için renk değişkenleri hesaplanabilir. Spektrofotometrik ölçümler; restoratif rezinlerin, tam protez dişlerinin, porselen restorasyonların, renk anahtarlarının, dental materyallerin renklerinin sayısal ifadelerini bulmak ve renkli iki cismin arasındaki renk farkını değerlendirmek için kullanılmaktadır (O'Brien 2002, Aladağ 2003).

2.7. Hızlandırılmış Yaşlandırma Döngüsü

Işık veya nemle, kapalı ortamda veya dışarıda, materyallerin dayanıklılığını ölçmek için uygulanan hızlandırılmış bir testtir. Materyaller, ışık ve nemin alternatif döngülerine bırakılır ve farklı sıcaklıklarda kontrol edilir. Dış ortamda birkaç ay veya yıldan fazla sürede oluşacak hasar meydana getirebilir. Hasarın tipleri rengin solması, renk değişimi, saydamlık kaybı, matlaşma, çatlaklar oluşması, puslu görünüm, su emmesi, direnç kaybı ve oksidasyondur. Bu test verileri yeni madde seçiminde, mevcut maddelerin geliştirilmesinde veya ürün dayanıklılığını etkileyen formülasyonda nasıl değişiklikler yapılacağının bulunmasında bize yardım eder. Bu alet günde 24 saat haftada 7 gün otomatik olarak çalışabilir. Test cihazında kullanılan UV lambaları dışarıdaki gün ışığının sebep olduğu hasarı taklit etmek için en çok kullanılan lambalardır. Spekturumu 280 ile 315 nm. arasındadır. Hızlandırılmış testin sıcaklığı direkt gün ışığına tutulan materyallerin maksimum sıcaklığı ile eşleştirilmiştir. 90℃'ye kadar herhangi bir noktada sıcaklık ayarlanabilir. Sıcaklık hassas bir termometre ile ölçülür. Kondensasyon döngüsü süresince test ortamının şişesi içindeki bir su haznesi buhar üretmek için ısıtılır. Sıcak buhar test ortamını % 100 nemde ve belirli bir sıcaklıkta tutar. Kullanılan su musluk suyu olabilir çünkü su otamatik olarak buharlaşma periyodunda distile olur ve test örneklerine kondanse olur (Zaimoğlu 2005).

Daha önceki çalışmalarda artan porselen kalınlığı ile kompozit rezin simanın polimerizasyon derecesindeki azalma istatistiki olarak belirgin bulunmuştur. Ayrıca polimerizasyon zamanının ve ışık cihazının gücünün artması ile polimerizasyon derecesinde de artış belirlenmiştir. PLV'lerin renk stabilitesi rezin simanların polimerizasyon derecesine bağlıdır. Polimerizasyon derecesi, polimerizasyon süresine ve polimerizasyon tipine göre farklılıklar gösterir. PLV'lerin yapıştırılmasında kullanılan ışıkla ve dual polimerize olan

rezin simanların polimerizasyon etkinlikleri ve zamana bağlı renk stabiliteleri hakkında literatürde yeterince çalışma bulunamamıştır.

3. MATERYAL ve METOT

Bu çalışma, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuarı, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Bayrak Diş Laboratuarı, As Dental Diş Laboratuarı, Pakpen Ar-Ge ve Kosgeb Laboratuarlarında gerçekleştirildi.

Bu çalışmada kullanılan tam porselen sistemlerinin ve kompozit rezin simanların tipi, markası ve üretici firmaları Tablo 3.1 ve 3.2'de verilmiştir.

Tablo 3.1. *Çalışmada kullanılan porselenler*

PORSELEN TİPİ	MARKA	ÜRETİCİ FİRMA
Enjeksiyonla Şekillendirilen Porselen	IPS Empress II	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Feldspatik Porselen Blok	Vitablok Mark II	Vita Zahnfabrik H Rauter GmbH & Co. KG, Bad Sackigen, Germany
Aluminöz Porselen	Vitadur Alpha	Vita Zahnfabrik H Rauter GmbH & Co. KG, Bad Sackigen, Germany
Feldspatik Porselen	Ceramco 3	Ceramco-Dentsply, Burlington, NJ, USA

Tablo 3.2. *Çalışmada kullanılan kompozit rezin simanlar*

KOMPOZİT REZİN SİMAN	MARKA	HACİMCE DOLDURUCU ORANI	ÜRETİCİ FİRMA
Dual Polimerize	Variolink II	49,3	Ivoclar Vivadent AG,Schaan, Liechtenstein
Işıkla Polimerize	Rely X Veneer	47	3M, Dental Products, USA
Işıkla Polimerize	Variolink II	46,7	Ivoclar Vivadent AG,Schaan, Liechtenstein

3.1. Porselen Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan porselen örnekler, standardizasyon sağlanması amacıyla, A1 renkte porselen bloklardan, kor yapılardan ve porselen tozlarından hazırlanmıştır. 4 farklı porselen tipi, 2 porselen kalınlığı ve 3 rezin tipi kullanılarak toplam 24 grup oluşturuldu ve her grup için 10 adet olmak üzere 240 adet 6 mm. çapında porselen diskler hazırlandı.

3.1.1. IPS Empress II porselen örneklerin hazırlanması

Bu çalışmada örneklerin standardizasyonunu sağlamak amacıyla, özel olarak hazırlanan iki adet metal kalıp kullanıldı. Bu kalıplar kalınlıkları 0.5 mm. ve 0.7 mm. olan Ni-

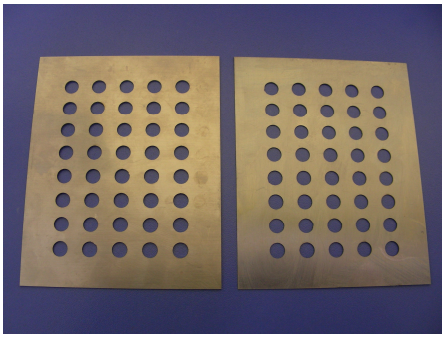
Cr paslanmaz çelik levhalardan CNC Kontrollü Modüler Lazer Kesme Sistemi* ile yapıldı. Her bir kalıba 6 mm. çapında delikler açıldı (Resim 3.1).

Mum örnekleri elde etmek için kullanılan mum+, IPS Empress II için geliştirilmiş bir mumdur. Bu mum, bek alevinde dikkatli bir şekilde eritilip, hazırlanan metal kalıp içerisine boşluk kalmayacak şekilde döküldü. İçerisine mum dökülmüş olan metal kalıplar iki cam plaka arasında sabitlendi. Soğuması ve sertleşmesi beklendikten sonra iki cam arasında sabitlenmiş olan metal plaka camlardan ayrılarak, mum örnekler dikkatli bir şekilde çıkarıldı. Elde edilen mum örnekler 0.5 ve 0.7 mm. kalınlığında ve 6 mm. çapındadır (Resim 3.2).

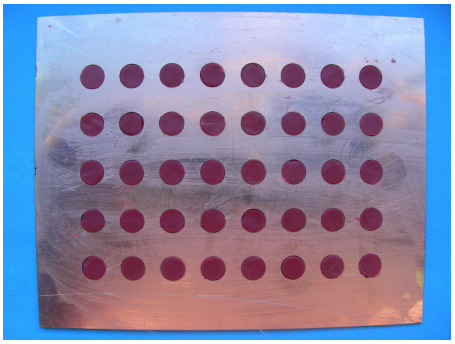
Mum örnekler üretici talimatına göre tij mumu¢ ile bağlandı ve tij plastik bir kaide üzerine yerleştirildi (Resim 3.3). Kaidenin etrafı silindir şeklinde özel Empress kağıdı£ ile çevrelendi. IPS Empress 2 revetmanı¥ ve likidi 100 gr. toz, 15.5 ml. likit ve 6.5 ml. distile su olacak şekilde, 20 saniye elde, 60 saniyede vakumlu karıştırıcıda§ homojen olacak şekilde karıştırılarak kağıt silindir içine döküldü ve üzeri kapatıldı. Sertleşmesi için bir saat beklendi ve kağıt manşet çıkarıldı. Plastik kaide ve kapak çıkarılarak döküm silindirin tabanındaki düzensiz bölgeler bistüri yardımıyla düzeltildi (Resim 3.4). Hazırlanan manşet ön ısıtma fırınına♥ konuldu. Manşet, 30 dakika 850 °C'da bekletildi. Ön ısıtması tamamlanan manşet Al_2O_3 silindir ve IPS Empress çekirdeği© ile birlikte IPS Empress II döküm fırınına® yerleştirildi (Resim 3.5). Fırınlama programı aşağıdaki gibidir.

---

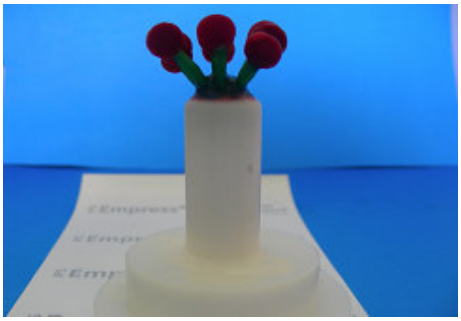
*Bysprint 2512, Bystronic, Switzerland
+BEGO, Wilhelm – Herbest – Strabe 1 D – 28359 Bremen, Germany
¢BEGO Wax Wire for Sprues, , Bremen, Germany
£IPS Empress Universal Paper Ring, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein
¥IPS Empress II Special Investment Material, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein
§Motova SL, BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co, Bremen, Germany
♥Nüve MF 120, Atlan Endistüriel ve Labaratuar Cihazları A.Ş.,İstanbul,Türkiye
©IPS Empress II, 100, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein
® EP 600, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein



Resim 3.1. *IPS Empress 2 örneklerin hazırlandığı metal kalıp*



Resim 3.2. *Hazırlanan mum örnekler*



Resim 3.3. *Tijlenmiş mum örnekler*



Resim 3.4. *Manşet ve rövetmanlama*



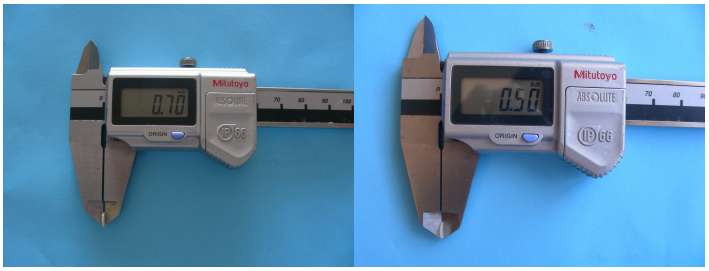
Resim 3.5. *Örneklerin fırınlanması*



Resim 3.6. *Örneklerin rövetmandan çıkarılması*



Resim 3.7. *Kumlanmış örnekler*



Resim 3.8. *Digital mikrometre ile kalınlık ölçümü*

dentin programı	ön ısı	dak→	dak □	°C/dak	maxısı	dak →
	700	1	3	70	915	15

Üreticinin talimatlarına göre presleme işlemi tamamlandı ve manşet fırından alınarak soğumaya bırakıldı. Soğuyan manşet, başka bir Al_2O_3 silindirin boyu rehber alınarak işaretlendi, separe ile kesildi ve örnek çıkarıldı (Resim 3.6).

Kalan rövetman 2 bar basınç altında 51-100 µm.'lik cam boncukları ile temizlendi ve elmas separe ile tij kesildi (Resim 3.7). Örneğin her iki yüzeyide No:800 silikon karbit kağıdı[◊] kullanılarak aşındırıldı ve bir yüzüne aşağıdaki programda glaze işlemi uygulandı.

glaze programı	ön ısı	dak→	dak □	°C/dak	maxısı	dak →
	403	1	6	60	765	1

Elde edilen örneklerin kalınlıkları aynı araştırıcı tarafından digital mikrometre[¶] ile kontrol edildi (Resim 3.8). IPS Empress II örnekler her kalınlık için kendi aralarında rasgele üç gruba ayrıldı. Bu şekilde bütün IPS Empress II örnekler test işlemlerine hazır hale getirildi.

3.1.2. Vitablok Mark II örneklerin hazırlanması

Vita blok seramik örnekler ise, şu yöntemle hazırlandı: Vitablocs Mark II bloklar[*] herbiri, farklı boyutlarda hazırlanmış porselen bloklardan oluşmaktadırlar. Bu çalışmada, önceden belirlediğimiz porselen örneklere uygun çapta blok bulunmamaktadır. Bu bloklar, 14 mm X 12 mm X 18 mm ebatlarında olan bir dikdörtgenler prizması şeklinde tasarlanmışlardır (Resim 3.9, 3.10). Bu bloklar normalde CEREC 3 cihazında, Windows NT platformlu yazılım destekli program yardımıyla işlenmektedir.

[◊] *CarbiMet Buehler lake Bluff, IL, USA*

* *VITA Zahnfabrik Ballyweg 6 D – 79713 Bad Säckingen / Germany*



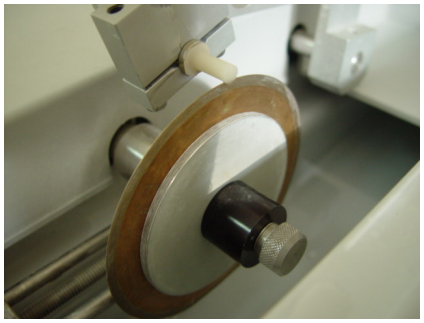


Resim 3.9. *Vita Bloks Mark II bloklar*

Resim 3.10. *Vita Bloks Mark II blok*

Ancak bu çalışmada planladığımız örnekler için bu yazılıma gerek duyulmadı. Dikdörtgenler prizması şeklindeki Vitablocs Mark II bloklar, CNC tezgahında[Ω], 6 mm. çapında su altında elmas diskler ile silindirik bloklar haline getirildi. Silindirik bloklar haline getirilen Mark II bloklar, ISOMET[Φ] kesme cihazında elmas separe[Ж] ile 0.5 mm. ve 0.7 mm. kalınlıkta olacak şekilde kesildi (Resim 3.11, 3.12). Elde edilen örneklerin kalınlıkları aynı araştırmacı tarafından digital mikrometre[֍] kullanılarak kontrol edildi. Elde edilen bu örneklere, önceden belirlenen standart tesviye işlemi uygulandı. Tesviye işlemi tur motorunda dakikada 15.000 devir hızında aynı grenli elmas frezler kullanılarak ve aynı araştırmacı tarafından yapıldı.





Resim 3.11. *Örneğin kesilme işlemi*

Resim 3.12. *İşlemin yandan görünüşü*

[Ω] *Topper TMV-1050A . Tong-Tai machine & Tool Co. Ltd. Taivan R.O.C.*
[Φ] *Low Speed Saw, Buehler Lake Bluff, IL USA*
[Ж] *Diamond Wafering Blade Series 15 HC Diamond No. 11 – 4244, IL USA*
[֍] *Mitutoyo Corporation, Kawasaki, Kanagawa, 213-8533 Japan*

Tesviyeleri bitirilen örnekler, üretici firmanın talimatlarına uygun olarak aşağıdaki programda glaze işlemine tabii tutuldular.

glaze programı	ön ısı	dak→	dak □	°C/dak	maxısı	dak →
	600	-	3	113	940	1

Örnekler her kalınlık için kendi aralarında rasgele üç gruba ayrıldı. Bütün Vitablok Mark II örnekler test işlemlerine hazır hale getirildi

3.1.3. Vitadur Alpha örneklerin hazırlanması

Porselen örneklerin elde edilmesi için önce CNC tezgahta[Ω] pirinç kalıplara 0.5 mm. ve 0.7 mm. kalınlıkta ve 6 mm çapında yuvalar açıldı. Daha sonra bu kalıbın ölçüsü alındı ve elde edilen silikon kalıba refraktör day materyali olan revetman[β] döküldü (Resim 3.13, 3.14, 3.15).

Elde edilen modeller porselen fırınında[γ] degassing işlemine maruz bırakıldı.

degassing programı	ön ısı	dak→	dak □	°C/dak	maxısı	dak →
	600	10	5	90	1050	5

Refraktör day materyalinin izolasyonu için likit[δ] uygulanan model tekrar fırınlandı (Resim 3.16).

izolasyon programı	ön ısı	dak→	dak □	°C/dak	maxısı	dak →
	600	6	8	45	970	1

[Ω]Topper TMV-1050A . Tong-Tai machine & Tool Co. Ltd. Taivan R.O.C.
[β]Vitadur Vest Rövetman Vita Zahnfabrik H Rauter GmbH & Co. KG, Bad Sackigen Germany
[γ]Vita Vacumat 40 T Vita Zahnfabrik H Rauter GmbH & Co. KG, Bad Sackigen Germany
[δ]Vitachrom L Glaze Vita Zahnfabrik H Rauter GmbH & Co. KG, Bad Sackigen Germany

Bu aşamadan sonra porselen hamuru[θ] kondanse edilerek vakum altında fırınlandı (Resim 3.17, 3.18).

dentin programı	ön ısı	dak→	dak □	°C/dak	maxısı	dak →
	600	6	8	45	960	1

Bu işlem sonrasında porselenlerde eksikler varsa 954 °C de tekrar fırınlandı. Sonuç dentin pişirimi yapıldıktan sonra örneklerin yüzey düzlemesi refraktör day üzerinde yapıldıktan sonra glaze[λ] işlemi yapıldı.

glaze programı	ön ısı	dak→	dak □	°C/dak	maxısı	dak →
	600	4	5	64	920	1-2

Bu işlemden sonra refraktör day materyali frez ile kabaca uzaklaştırıldı. Kalan artıklar 2-3 bar basınç altında 50 µm.'lik Al_2O_3 kumlaması ile uzaklaştırıldı. Örnekler No:800 silikon karbit kağıdı kullanılarak aşındırıldı ve kalınlıkları dijital mikrometre ile kontrol edildi. Örnekler her kalınlık için kendi aralarında rasgele üç gruba ayrıldı. Bu şekilde bütün Vitadur Alpha örnekler test işlemlerine hazır hale getirildi.

3.1.4. Ceramco 3 örneklerin hazırlanması

Bu örnekler Vitadur Alpha örneklerde olduğu gibi refraktör day tekniği ile aynı kalıp ve işlemler uygulanarak, üretici firmanın önerdiği programda fırınlandı (Resim 3.13, 3.14, 3,15, 3.16, 3.17, 3.19, 3.20).

	ön ısı	dak→	dak□	°C/dak	maxısı	dak→
dentin programı	650	10	6	45	930	1
glaze programı	650	6	6	45	920	0,5

[δ] *Vitachrom L Glaze* Vita Zahnfabrik H Rauter GmbH & Co. KG, Bad Sackigen Germany
[θ] *Vitadur Alpha Dentin porcelain* Vita Zahnfabrik H Rauter GmbH & Co. KG, Bad Sackigen Germany
[λ] *Vita Akzent liquid* Vita Zahnfabrik H Rauter GmbH & Co. KG, Bad Sackigen Germany



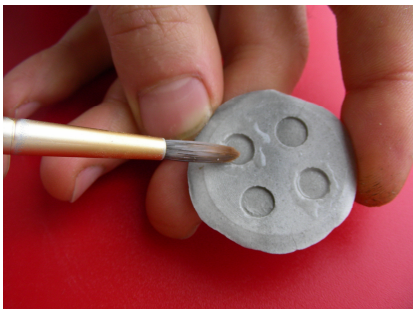
Resim 3.13. *Ceramco 3 ve Vitadur Alpha örnekler için metal kalıp*



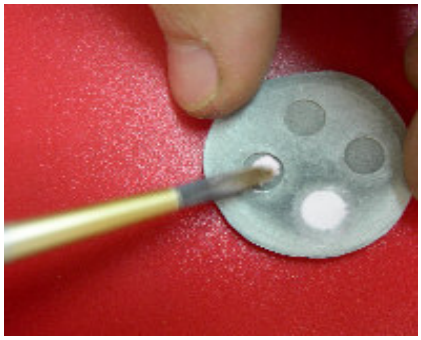
Resim 3.14. *Elde edilen silikon kalıp*



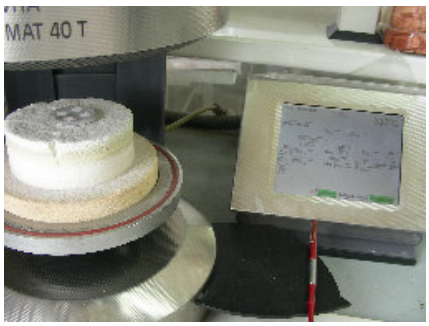
Resim 3.15. *Rövetmanın dökülmesi*



Resim 3.16. *Day materyalinin izolasyonu*



Resim 3.17. *Porselenin yığılması*



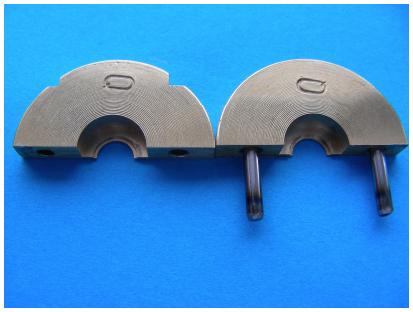
Resim 3.18. *Porselenlerin pişirilmesi*

Örneklerin kalınlıkları dijital mikrometre ile kontrol edildi. Daha sonra örnekler her kalınlık için kendi aralarında rasgele üç gruba ayrıldı. Bu şekilde bütün Ceramco 3 örnekler test işlemlerine hazır hale getirildi.

3.2. Porselen Örneklerin Kompozit Rezin Simanlar ile Yapıştırılması

Kompozit rezin simanların rengi porselen örneklere uyumlu olması için A1 renginde seçildi. Kompozit rezin simanın standart kalınlıkta hazırlanmasını sağlamak için, özel bir pirinç kalıp yapıldı. İki parçadan oluşan kalıp, içinde kompozit rezin simanın 0.3 mm. kalınlığını belirleyen 5 mm. çapında bir iç halka ve onun üzerin de ise porselenin yerleştirildiği 0.5 mm. kalınlığında ve 6 mm. çapında bir orta halka olacak şekilde tasarlandı. En üstte ise polimerizasyon cihazının ucunun kalınlığına uygun olarak dış halka hazırlandı (Resim 3.19, 3.20).

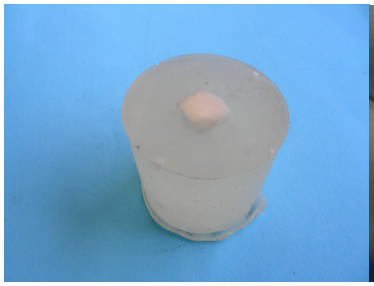
Kalıbının tabanına in vivo polimerizasyonu taklit için PLV'lerin preparasyonuna benzer şekilde hazırlanmış insan santral dişi kullanıldı. Hazırlanan diş silindirik otopolimerize şeffaf akrilik rezin içine prepare edilen yüzeyi yukarıda kalacak şekilde gömüldü (Resim 3.21). Işıkla ve dual polimerize olan kompozit rezin simanların polimerizasyon için, ışık cihazı$^{\Sigma}$ porselen örneklerin üzerinden 20 saniye uygulandı (Resim 3.22, 3.23). Işık cihazı ile her uygulamadan önce dijital radyometre ile ışık gücü ölçüldü. Kullanılan düzenek şekil 3.1'de gösterilmiştir.



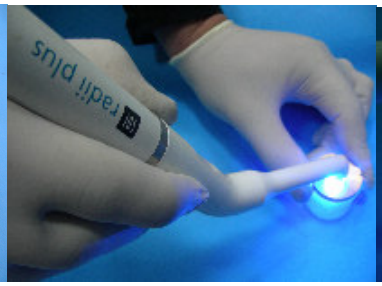
Resim 3.19. *Pirinç kalıp (açık)*



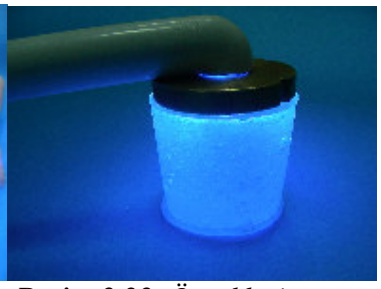
Resim 3.20. *Pirinç kalıp (kapalı)*



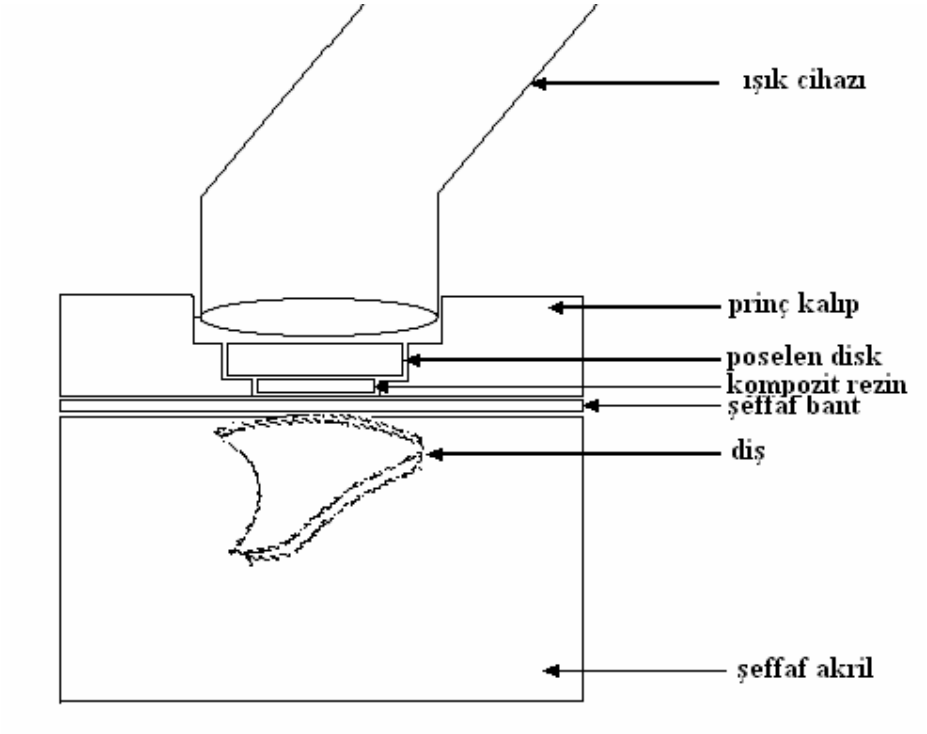
Resim 3. 21. *Şeffaf akril içine gömülen diş*



Resim 3.22. *Radii plus ışık cihazı*



Resim 3.23. *Örneklerin polimerizasyonu*



Şekil 3.1. *Örneklerin polimerizasyonunun şematik görüntüsü*

3.2.1. Dual Variolink II ile porselen örneklerin yapıştırılması

1- Örneklerin iç yüzü hidroflorik asitle 60 saniye pürüzlendirildi (Resim 3.24).

2- Asitle pürüzlendirilen örnekleri nötralize etmek için 60 saniye basınçlı su ile yıkandı (Resim3.25).

3- Tüm örneklerin iç yüzü 'Monobond S' ile silanlandı ve 60 saniye beklendi (Resim 3.26).

4- İnce bir takaba 'Heliobond' bir fırça yardımıyla örneklerin içine sürüldü ve örnekler yapıştırma işlemi yapılana kadar ışıktan korumak için 'Vivapad' içinde bekletildi (Resim 3.27, 3.30).

$^{\Sigma}$*Radii plus, SDI, Bayswater, Australi*

5- Eşit miktarda ‘Variolink II Catalyst High Viscosity’ ve ‘Variolink II Base’ 10 saniye boyunca spatül ile karıştırıldı (Resim 3.33).

6- Şeffaf rezin içine gömülen dişin üzerine kompozit rezin simanların mineye yapışmasına engel olmak için ince şeffaf band yerleştirildi. Bunların üzerine pirinç kalıp oturtularak karıştırılan siman içine konuldu. Porselen örnekler pirinç kalıp içerisine, rezin simanın üzerine parmak basıncı ile yerleştirildi.

7- Porselen örneğin üstünden 20 saniye ışık cihazı ile polimerize edildi.

8- Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra örnekler kalıptan çıkartıldı.

9- Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra artık simanlar 25µ. luk elmas frezle uzaklaştırıldı.

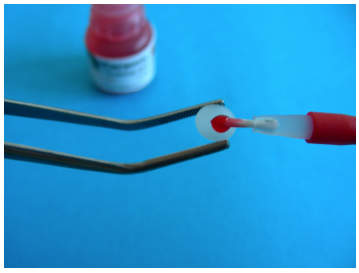
3.2.2. Rely X Veneer ile porselen örneklerin yapıştırılması

1- Örneklerin iç yüzü hidroflorik asitle 60 saniye pürüzlendirildi (Resim 3.24).

2- Asitle pürüzlendirilen örnekler nötralize etmek için 60 saniye basınçlı su ile yıkandı (Resim 3.25).

3- Tüm örneklerin iç yüzü ‘Rely X Ceramic Primer’ ile silanlandı ve 5 saniye 2 atmosfer hava basıncı ile hafifçe kurutuldu (Resim 3.28).

4- İnce bir takaba ‘Adper Single Bond 2 Adhesive’ bir fırça yardımıyla örneklerin içine sürüldü ve örnekler yapıştırma işlemi yapılana kadar ışıktan korumak için ‘Vivapad’ içinde bekletildi (Resim 3.29, 3.30).



Resim 3.24. *Örneklerin asitlenmesi*



Resim 3.25. *Örneklerin yıkanması*



Resim 3.26. *Variolink II örneklerin silanlanması*



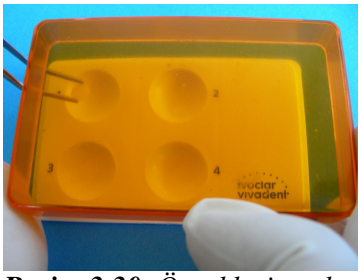
Resim 3.27. *Variolink II örneklere bonding uygulanması*



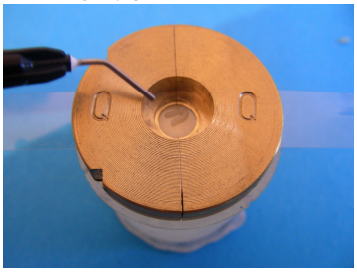
Resim 3.28. *Rely X Veneer örneklerin silanlanması*



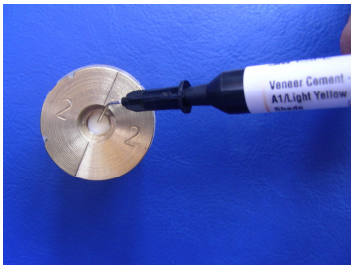
Resim 3.29. *Rely X Veneer örneklere bonding uygulanması*



Resim 3.30. *Örneklerin ışıktan korunması*



Resim 3.31. *Simanların yerleştirilmesi*



Resim 3.32. *Rely X Veneer siman*



Resim 3.33. *Variolink II siman*

5- Şeffaf rezin içine gömülen dişin üzerine kompozit rezin simanların mineye yapışmasına engel olmak için ince şeffaf band yerleştirildi. Bunların üzerine pirinç kalıp oturtularak siman içine konuldu. Porselen örnekler rezin simanın üzerine parmak basıncı ile yerleştirildi (Resim 3.31, 3.32).

6- Pirinç kalıbın üstünden 20 saniye ışık cihazı ile polimerize edildi.

7- Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra örnekler kalıptan çıkartıldı.

8- Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra artık simanlar 25µ.'luk elmas frezle uzaklaştırıldı.

3.2.3 Işıkla polimerize olan Variolink II ile porselen örneklerin yapıştırılması

1- Örneklerin iç yüzü hidroflorik asitle 60 saniye pürüzlendirildi (Resim 3.24).

2- Asitle pürüzlendirilen örnekler nötralize etmek için 60 saniye basınçlı su ile yıkandı (Resim 3.25).

3- Tüm örneklerin iç yüzü 'Monobond S' ile silanlandı ve 60 saniye beklendi (Resim 3.26).

4- İnce bir takaba 'Heliobond' bir fırça yardımıyla örneklerin içine sürüldü ve örnekler yapıştırma işlemi yapılana kadar ışıktan korumak için 'Vivapad' içinde bekletildi (Resim 3.27, 3.30).

5- Şeffaf rezin içine gömülen dişin üzerine kompozit rezin simanların mineye yapışmasına engel olmak için ince şeffaf band yerleştirildi. Bunların üzerine pirinç kalıp oturtularak 'Variolink II Base' içine konuldu. Porselen örnekler rezin simanın üzerine parmak basıncı ile yerleştirildi (Resim 3.31,3.33).

6- Pirinç kalıbın en üstünden 20 saniye ışık cihazı ile polimerize edildi.

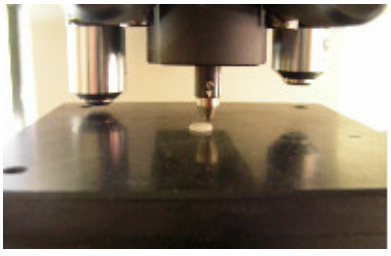
7- Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra örnekler kalıptan çıkartıldı.

8- Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra artık simanlar 25µ.'luk elmas frezle uzaklaştırıldı.

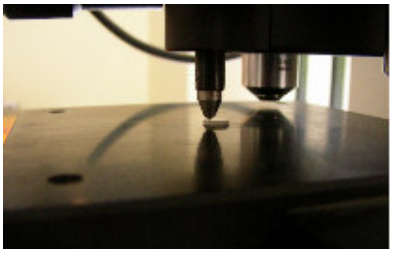
3.3. Kompozit Rezin Simanın Sertliğinin Ölçümü

Rezin siman polimerizasyon derecesi üzerinde geçerli verilerin elde edilebilmesi için Vicker's Sertlik Testi (VHN) uygulandı. Ölçümler Vickers sertlik ölçüm cihazı[∞] ile yapıldı. Örneklerin üzerine 25 gr. ağırlık 30 saniye uygulandı. Her bir örneğin 5 farklı noktasından ölçümler yapılarak ortalaması alındı. Ölçümler örnekler hazırlandıktan 24 saat sonra yapıldı.

İstenmeyen polimerizasyonun önlenmesi için ölçüme kadar örnekler ışık geçirmez kutularda saklandı. Sertlik değerleri belirlenen örneklerin, hızlandırılmış eskitme işlemi sonrası aynı yük, süre ve sayıda sertlik ölçümleri tekrarlandı. Toplam olarak 240 adet örnek hazırlanıp, 2400 adet ölçüm yapıldı (Resim 3.34, 3.35).



Resim 3.34. *Rezin simanların sertlik testi*

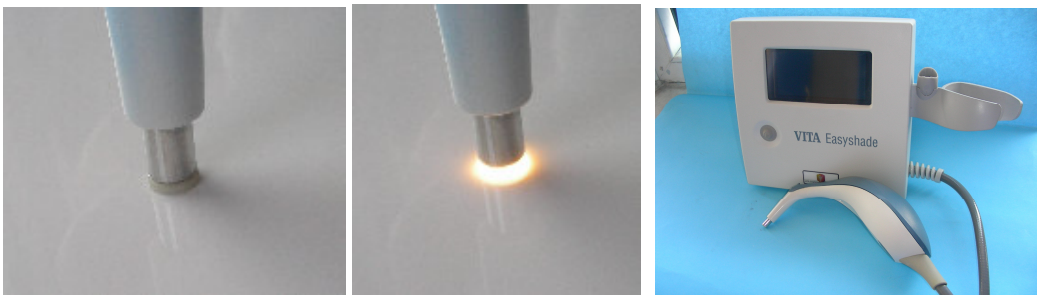


Resim 3.35. *Serlik testi cihazı*

[∞] *Matsuzawa® MHT2 Seiki Co. Ltd. Tokyo Japan*

3.4. Porselen Örneklerin Renk Analizi İçin Spektrofotometre İle İncelenmesi

Kompozit rezin siman ile yapıştırılan porselen örneklerin hızlandırılmış eskitme döngüsünden önce ve sonra spektrofotometre ile ölçümleri yapıldı (Resim 3.36). Her ölçüm öncesi cihazın[≈] üzerinde bulunan seramik blok ile kalibrasyonu yapıldı. Cihazın üzerinde D_{65} (6500K) ışık kaynağı bulunduğu için, ölçümler yapılırken her hangi bir standart ışık kaynağı kullanılmasına gerek kalmadı. Ölçümlerin hepsi günün aynı saatlerinde, kuzey cepheye bakan bir odada yapıldı. Renk ölçümü CIE *La*b* renk sisteminde yapıldı. ΔE'nin 3.3 değeri klinik olarak kabul edilebilir bir değerdir. Renk farklılığı (ΔE) aşağıdaki formül ile belirlendi.



Resim 3.36. *Renk ölçümünde kullanılan spektrofotometre*

$$\Delta E(L^*a^*b) = [\,(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2\,]^{1/2}$$ (Craig ve Ward 1996)

ΔL*, Δa* ve Δb* iki örneğin CIEL*a*b* renk değişkenleri arasındaki farklardır. ΔE'nin avantajı renk kıyaslamalarında renk farklılığının ortaya konmasında kullanılmasıdır. Bu nedenle bu çalışmada ΔE bulguları istatik olarak değerlendirilmiştir.

[≈]Vita Easyshade, Vita Vita Zahnfabrik H Rauter GmbH & Co. KG, Bad Sackigen Germany

3.5. Hızlandırılmış Yaşlandırma Döngüsü

Test cihazına[Ψ] yerleştirilmeden önce, plastik materyalden, örneklerin hepsinin kalınlıklarına ve çaplarına uygun yuvaları olan kalıp hazırlandı ve tüm örnekler önce bu kalıba sırasıyla dizildi ve daha sonra cihazın metal parçasına yerleştirilerek test cihazına konuldu (Resim 3.37). Tüm örneklere, test cihazında ultraviole ışık ve su püskürtme uygulanması ile 400 saat hızlandırılmış yaşlandırma işlemi yapıldı. Işık kaynağı sürekli olarak, her örneğin porselen yüzeyine uygulanmıştır. Örneklerin bağlandığı panel ısısı karanlıkta 38℃ ve ışıkta 70℃ arasındadır. Nem oranı karanlıkta % 95 ve ışıkta % 50'dir. Kuru lamba ısısı karanlıkta 38℃, ışıkta 47℃'dir. Test döngüsü, 40 dakika sadece ışık, 20 dakika ışık ve ön taraftan yağmurlama, 60 dakika sadece ışık ve 60 dakika karanlıkta arkadan yağmurlama içermektedir. Bu siklustaki sıcaklık derecesi, vücut için dokuları nekroz etmeyecek döngüdür. 400 saatlik eskitmelerden sonra test cihazından çıkarılan örneklerin yüzeyi basınçlı buhar makinesiyle temizlendi, renk ölçümleri ve sertlik testleri tekrarlandı.



Resim 3.37. *Hızlandırılmış yaşlandırma cihazı*

[Ψ]*Xenontest Alpha Atlas weather devices, cleveland, USA*

3.6. İstatistik Değerlendirme

Renk değişimi ve polimerizasyon derecesi testlerinden elde edilen değerler için, farklı porselen sistemleri, porselen kalınlığı ve rezin sistemlerinin etkisini değerlendirmede 3 yönlü varyans analizi yapılmıştır. Porselen sistemleri, porselen kalınlığı ve rezin sistemlerinin kendi içerisinde, gruplar arası karşılaştırmasında tek yönlü ANOVA ve farklılık yaratan grubun tespiti için Tukey HSD testi ve Duncan Gruplaması yapılmıştır.

İstatistiksel analizler SPSS 11.0 bilgisayar programında ve Microsoft Office Excel 2003 programı kullanılmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Sertlik Testi Ölçüm Sonuçları

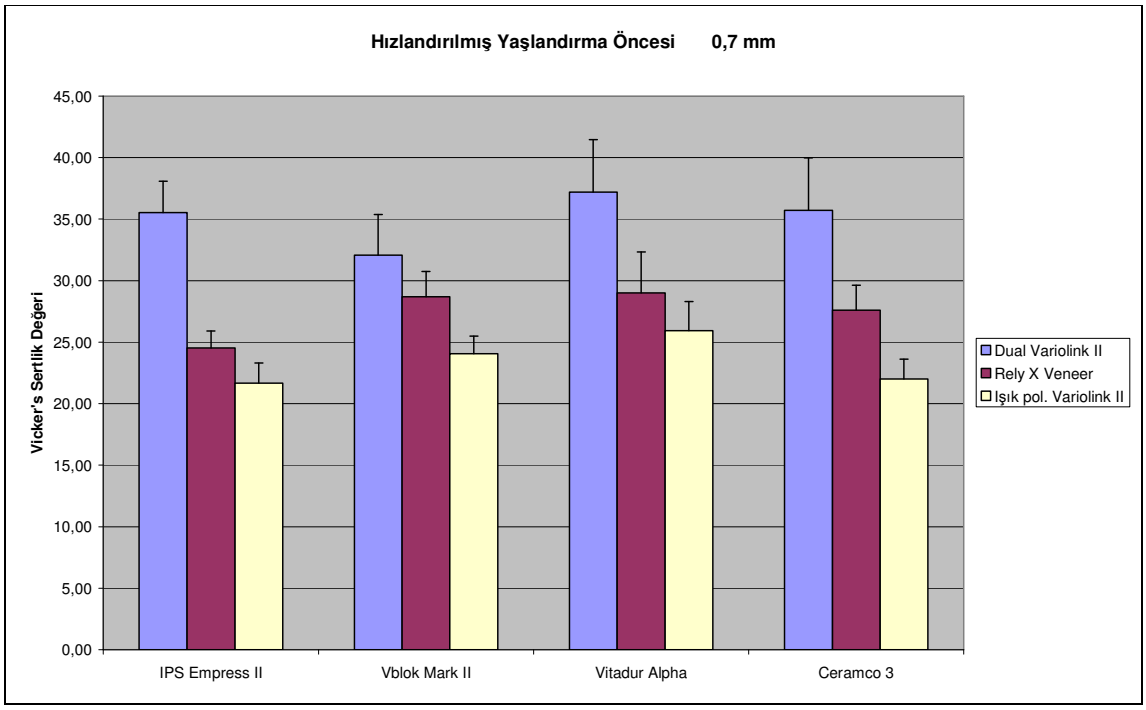
Çalışmada kullanılan 3 tip kompozit rezin ile yapıştırılan 0.7 mm. ve 0.5 mm. kalınlığında ki porselen örneklerin hızlandırılmış yaşlandırma öncesi ve sonrası sertlik değerleri, sayfa 96'da tablo 9.1., 9.2., 9.3., 9.4.'de verilmiştir. Hızlandırılmış yaşlandırma öncesi, kalınlığı 0.7 ve 0.5 mm. olan gruplardan elde edilen sertlik değerlerinin, aritmetik ortalama, standart sapma değerleri hesaplanmıştır (tablo 4.1., 4.2.).

Tablo 4.1. 0.7 mm. porselen örneklerin sertlik değerlerinin, aritmetik ortalamaları ve standart sapmaları

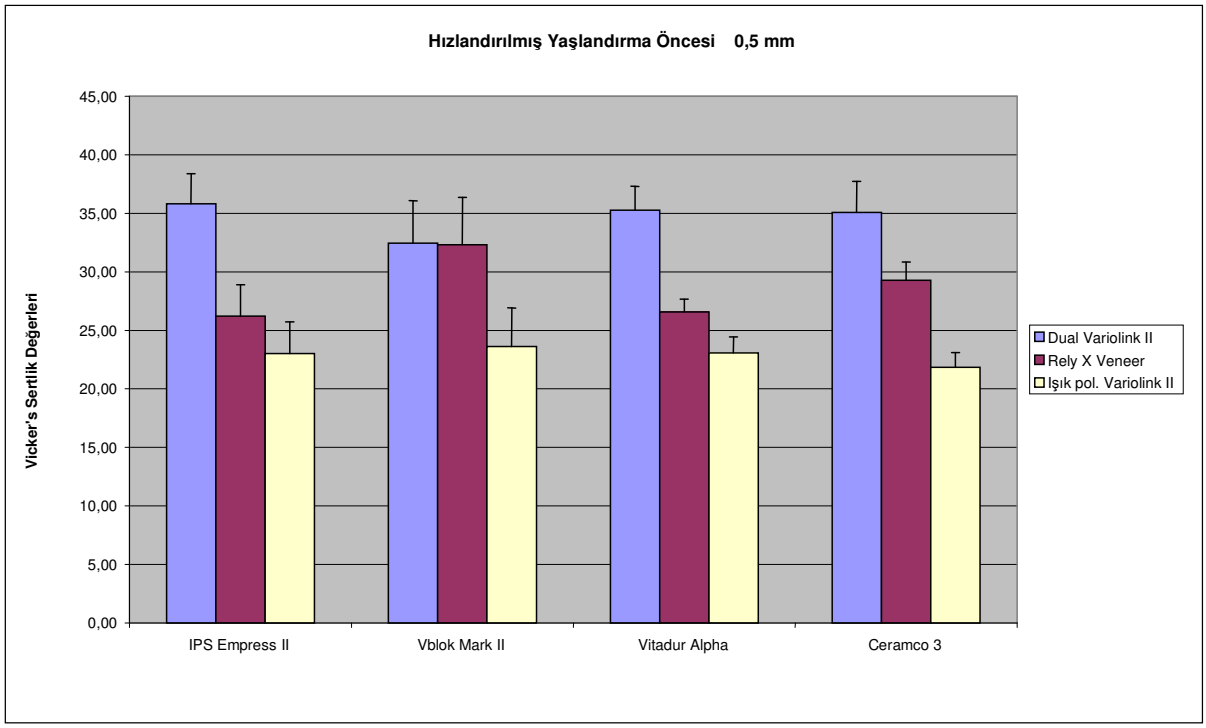
0,7mm Porselen	Kompozit Rezin siman	N	Ortalama	St. Sapma
IPS Empress II	**DualVariolinkII**	10	35,5	2,5
	Rely X Veneer	10	24,5	1,3
	Işık Variolink II	10	21,6	1,6
VitablokMarkII	**DualVariolinkII**	10	32,0	3,3
	Rely X Veneer	10	28,6	2,0
	Işık Variolink II	10	24,0	1,4
VitadurAlpha	**DualVariolinkII**	10	37,1	4,2
	Rely X Veneer	10	29,0	3,2
	Işık Variolink II	10	25,9	2,3
Ceramco 3	**DualVariolinkII**	10	35,7	4,2
	Rely X Veneer	10	27,5	2,0
	Işık Variolink II	10	21,9	1,6

Tablo 4.2. 0.5 mm. kalınlıkta porselen örneklerin sertlik değerlerinin, aritmetik ortalamaları ve standart sapmaları

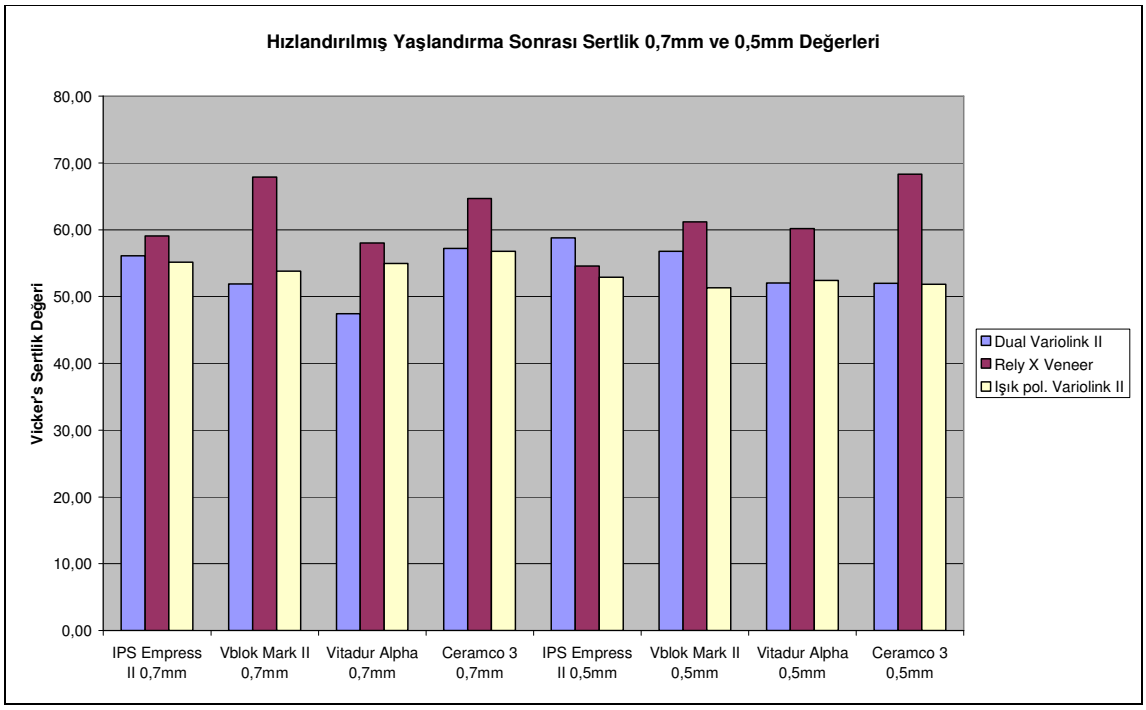
0,5mm Porselen	Kompozit Rezin siman	N	Ortalama	St. Sapma
IPS Empress II	**DualVariolinkII**	10	35,8	2,5
	Rely X Veneer	10	26,2	2,6
	Işık Variolink II	10	23,0	2,7
VitablokMarkII	**DualVariolinkII**	10	32,4	3,6
	Rely X Veneer	10	32,3	4,0
	Işık Variolink II	10	23,6	3,2
VitadurAlpha	**DualVariolinkII**	10	35,2	2,0
	Rely X Veneer	10	26,5	1,1
	Işık Variolink II	10	23,0	1,3
Ceramco 3	**DualVariolinkII**	10	35,0	2,6
	Rely X Veneer	10	29,2	1,5
	Işık Variolink II	10	21,8	1,2



Şekil 4.1. Hızlandırılmış yaşlandırma öncesi 0,7 mm. kalınlığında porselen örneklerin Vicker's sertlik değerleri



Şekil 4.2. Hızlandırılmış yaşlandırma öncesi 0,5 mm. kalınlığında porselen örneklerin Vicker's sertlik değerleri



Şekil 4.3. Hızlandırılmış yaşlandırma sonrası 0,5 mm. ve 0,7 mm. kalınlığında porselen örneklerin Vicker's sertlik değerleri

Porselen sistemlerinin, porselen kalınlıklarının ve kompozit rezin tiplerinin hızlandırılmış yaşlandırma ile sertlik değişim derecesi açısından değerlendirilmesi için üç yönlü varyans analizi uygulanmıştır. Sertlik değişim derecesi açısından yapılan değerlendirmede porselen sistemlerinin ve kompozit rezin sistemlerinin istatistik olarak anlamlı farklılıklar gösterdiği tespit edilmiştir. Porselen kalınlıklarının sertlik değerine etkisi istatistik olarak anlamsızdır. Porselen sistemleri ve porselen kalınlıkları, porselen sistemleri ve kompozit rezin tipleri, porselen kalınlıkları ve kompozit rezin tipleri arasında da fark istatistik olarak anlamlıdır ($p<0.05$) (Tablo 4.3.).

Tablo 4.3. Üç yönlü varyans analiz sonuçları (Sertlik Genel)

Varyans kaynağı	KT	Sd	KO	F	P
Porselen	433,5	3	144,5	6,1	,000
Rezin	32,5	1	32,5	1,3	,001
Kalınlık	4610,3	2	2305,1	97,9	,241
porselen X Kalınlık	238,2	3	79,4	3,3	,019
porselen X Rezin	436,5	6	72,7	3,0	,006
kalınlık X Rezin	159,3	2	79,6	3,3	,036
Porselen X Kalınlık X Rezin	391,2	6	65,2	2,7	,013

Porselen sistemleri arasında sertlik değerleri açısından yaşlandırma öncesinde ve sonrasında aralarında fark olup olmadığını değerlendirmek için tek yönlü ANOVA yapılmıştır. Yapılan istatistik analiz sonrası porselen sistemleri arasında hızlandırılmış yaşlandırma yapılmadan önce sertlik değerleri açısında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Hızlandırılmış yaşlandırma sonrası sertlik değerleri arasında istatistik olarak fark anlamlıdır ($p<0.05$) (Tablo 4.4.).

Tablo 4.4. Porselen grupları arasında sertlik değerleri için tek yönlü varyans analiz sonuçları

	Varyans kaynağı	KT	Sd	KO	F	P
Yaş.Önc.sertlik	guruplar arası	90,6	3	30,2	,923	,430
	guruplar içi	7725,0	236	32,7		
	total	7815,6	239			
Yaş.Son.sertlik	guruplar arası	572,3	3	190,7	3,339	,020
	guruplar içi	13486,0	236	57,1		
	total	14058,4	239			

Hızlandırılmış yaşlandırma sonrası porselen grupları arasında elde edilen sertlik değerleri açısından Tukey HSD testi yapılmış sonuçlar Duncan gruplaması ile gösterilmiştir ($p<0.05$) (Tablo 4.5.).

Tablo 4.5. Tukey HSD analiz sonuçları (Porselen)

Porselen	N	Ortalama	Duncan Guruplaması
IPS Empress II	60	56,0	ab
Vitablok MarkII	60	56,9	ab
Vitadur Alpha	60	54,1	a
Ceramco 3	60	58,4	b

Kompozit rezin tipleri arasında sertlik değerleri açısından yaşlandırma öncesinde ve yaşlandırma sonrasında aralarında fark olup olmadığını değerlendirmek için tek yönlü ANOVA yapılmıştır. Yapılan istatistik analiz sonrası kompozit rezin tipleri arasında hızlandırılmış yaşlandırma yapılmadan önce ve sonra sertlik değerleri açısında fark anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$) (Tablo 4.6.).

Tablo 4.6. Rezin tipi için tek yönlü varyans analiz sonuçları (Rezin Tipi)

	Varyans kaynağı	KT	Sd	KO	F	P
Yaş.Önc.sertlik	guruplar arası guruplar içi total	5564,5 2251,0 7815,6	2 237 239	2782,2 9,4	,923	,000
Yaş.Son.sertlik	guruplar arası guruplar içi total	3207,0 10851,4 14058,4	2 237 239	1603,5 45,7	3,339	,000

Hızlandırılmış yaşlandırma öncesi ve sonrası kompozit rezin tipleri arasında elde edilen sertlik değerleri açısından Tukey HSD testi yapılmış sonuçlar Duncan guruplaması ile gösterilmiştir ($p<0.05$) (Tablo 4.7.).

Tablo 4.7. Tukey HSD analiz sonuçları (Rezin Tipi)

		Hız. Yaş. Önc. Sertlik değer.		Hız. Yaş. Son. Sertlik değer.	
Kompozit rezin siman tipi	**N**	**Ortalama**	**Duncan Guruplaması**	**Ortalama**	**Duncan Guruplaması**
DualVariolinkII	80	34,8	a	54,0	a
Rely X Veneer	80	28,03	b	61,5	b
IşıkVariolinkII	80	23,1	c	53,6	a

Farklı kalınlıkta hazırlanan porselen grupları arasında hızlandırılmış yaşlandırma öncesi sertlik değerleri arasında ve hızlandırılmış yaşlandırma sonrası sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak kalınlığın etkisi olup olmadığına t-testi ile bakılmıştır. Kalınlığın etkisi için yapılan t-testi sonucu hızlandırılmış yaşlandırma öncesinde farklı kalınlıkta hazırlanan porselen grupları arasında kalınlığın etkisi anlamlı bulunmamıştır. Hızlandırılmış yaşlandırma sonrasında da farklı kalınlıkta porselen gurupları arasında istatistik olarak fark anlamsızdır ($p>0.05$) (Tablo 4.8.)

Tablo 4.8. T-Testi analiz sonuçları (Kalınlık Genel)

	Kalınlık	**N**	**Ortalama**	**St. Sapma**	**St. Hata**	**P**
Hız. Yaş. Önc.	1	120	28,6	5,7	,529	,951
Sertlik Değ	2	120	28,7	5,6	,516	,951
Hız. Yaş. Son.	1	120	56,9	8,0	,733	,315
Sertlik Değ	2	120	55,9	7,2	,665	,315

.

Her porselen grubu için, hızlandırılmış yaşlandırma öncesi sertlik değerlerine ve sonrası sertlik değerlerine tek yönlü varyans analizi yapılmıştır. Sonra rezin tipleri arası farkı değerlendirmek için Tukey HSD uygulanmış ve Duncan gruplaması yapılmıştır (Tablo 4.9.).

Tablo 4.9. Porselen örneklerin tek yönlü varyans ve Tukey HSD analizi sonuçları

Porselen	IPS Empress II n=60			Vitablok Mark II n=60			Vitadur Alpha n=60			Ceramco 3 n=60		
Kalınlık	0.7mm n=30		0.5mm n=30	0.7mm n=30		0.5mm n=30	0.7mm n=30		0.5mm n=30	0.7mm n=30		0.5mm n=30
Rezin siman	DV N=20	RX N=20	IV N=20	DV N=20	RX N=20	IV N=20	DV N=20	RX N=20	IV N=20	DV N=20	RX N=20	IV N=20
Yaş.Önc.SertlikDeğ.	35,6	25,3	22,3	32,2	30,5	23,8	36,2	27,8	24,5	35,3	28,4	21,9
Tukey HSD	**a**	**b**	**c**	*a*	*a*	*b*	**a**	**b**	**c**	*a*	*b*	*c*
Yaş.Son.SertlikDeğ.	57,4	56,8	54,0	54,3	63,8	52,5	49,7	59,0	53,6	54,5	64,5	54,2
Tukey HSD	**a**	**a**	**a**	*a*	*b*	*a*	**a**	**b**	**a**	*a*	*b*	*a*

DV= Dual Variolink II
RX= Rely X Veneer
IV= Işıkla polimerize Variolink II

4.2. Renk Değişim Derecesi (ΔE) Ölçüm Sonuçları

Çalışmada kullanılan 3 tip kompozit rezin ile yapıştırılan 0.7 mm. ve 0.5 mm. kalınlığında porselen örneklerin hızlandırılmış yaşlandırma öncesi ve sonrası spektrofotometre ile elde edilen CIEL*a*b* ve ΔL*, Δa*, Δb* ve ΔE değerleri, tablo 9.5, 9.6, 9.7, 9.8, 9.9, 9.10, 9.11, 9.12'de verilmiştir.

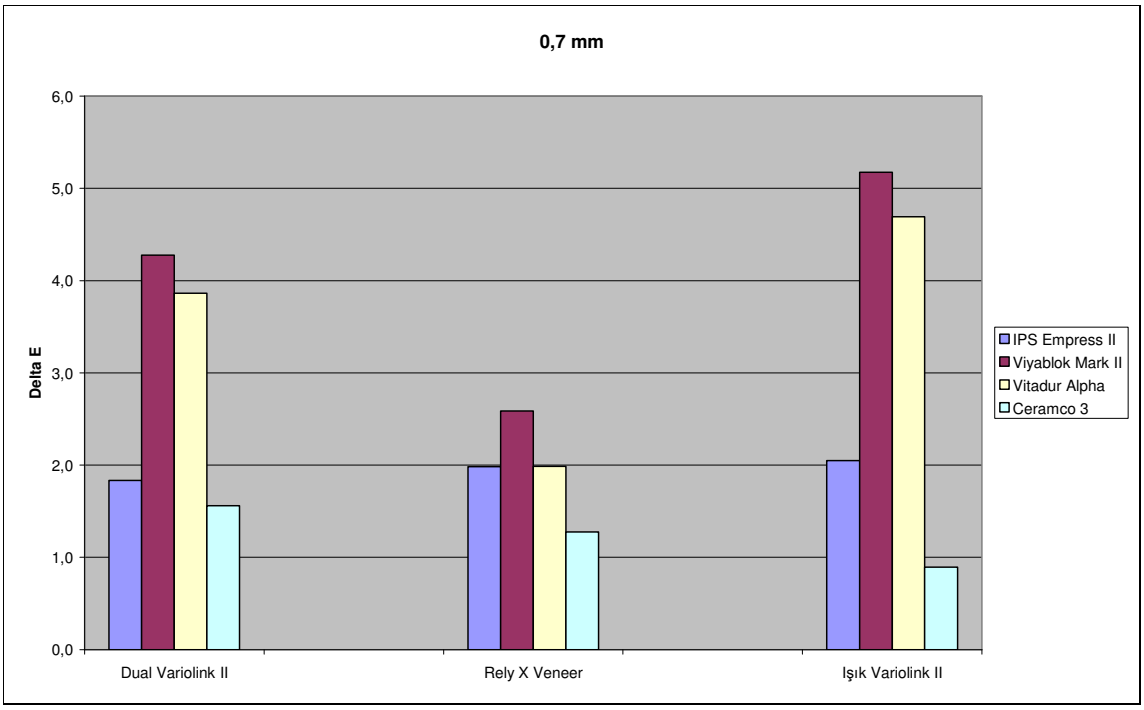
Kalınlığı 0.7 ve 0.5 mm olan guruplardan elde edilen ΔE değerlerinin, maksimum, minimum, aritmetik ortalama, standart sapma ve standart hataları hesaplanmıştır (Tablo 4.10., 4.11.).

Tablo 4.10. 0.7 mm. kalınlıkta porselen örneklerin ΔE değerlerinin, maksimum, minimum, aritmetik ortalama, standart sapma ve standart hata değerleri

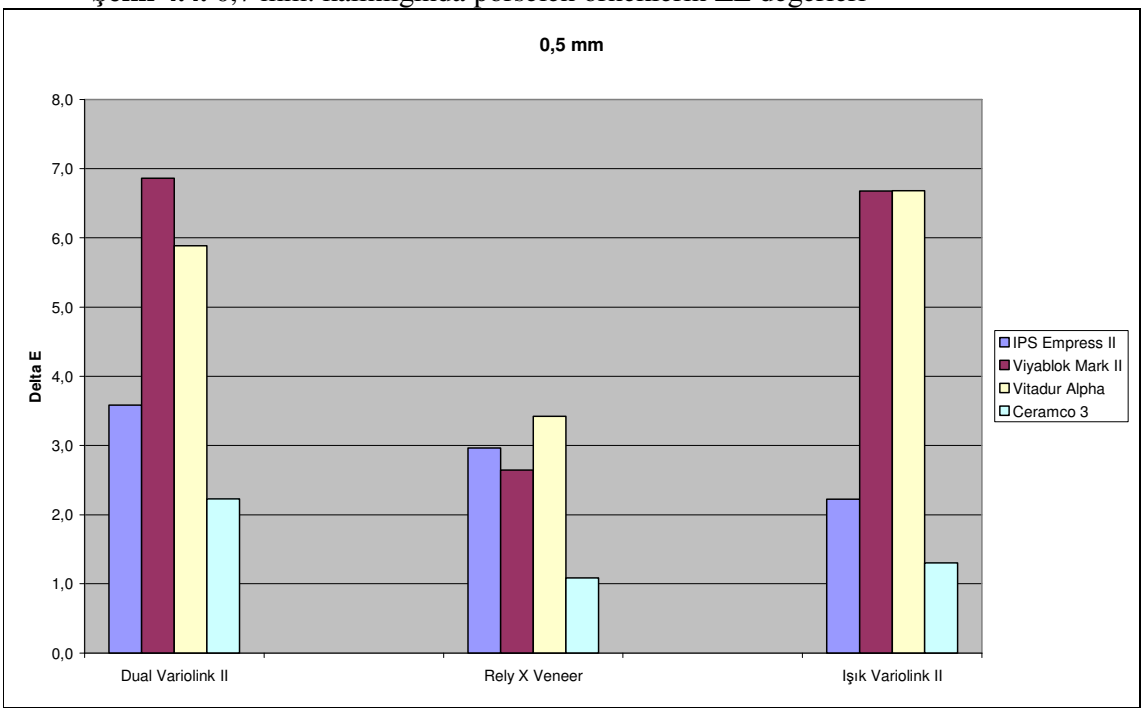
0.7 mm porselen gurpları		n	Maks.	Min.	Artm.ort.	St.hata	St. Sapma
IPS Empress II	**Dual Variolink II**	10	2,24	1,42	1,8	0,0	0,2
	Rely X Veneer	10	2,86	1,44	1,9	0,1	0,3
	Işık Variolink II	10	3,34	1,01	2,0	0,2	0,8
VitablokMarkII	**Dual Variolink II**	10	5,48	3,49	4,2	0,1	0,6
	Rely X Veneer	10	3,91	1,47	2,5	0,2	0,7
	Işık Variolink II	10	6,94	4,18	5,1	0,2	0,7
VitadurAlpha	**Dual Variolink II**	10	5,06	2,60	3,8	0,2	0,8
	Rely X Veneer	10	3,35	1,20	1,9	0,2	0,7
	IşıkVariolink II	10	6,06	3,53	4,6	0,2	0,6
Ceramco 3	**Variolink II**	10	2,58	0,88	1,5	0,1	0,6
	Rely X Veneer	10	2,84	0,35	1,2	0,2	0,8
	Işık Variolink II	10	1,51	0,47	0,8	0,0	0,2

Tablo 4.11. 0.5 mm. kalınlıkta porselen örneklerin ΔE değerlerinin, maksimum, minimum, aritmetik ortalama, standart sapma ve standart hata değerleri

0.5 mm porselen gurpları		N	Maks.	Min.	Artm.ort.	St.hata	St. Sapma
IPS Empress II	**Dual Variolink II**	10	5,68	2,01	3,5	0,3	1,1
	Rely X Veneer	10	4,35	1,80	2,9	0,3	0,9
	Işık Variolink II	10	3.83	1,46	2,2	0,2	0,8
VitablokMarkII	**Dual Variolink II**	10	8,60	6,06	6,8	0,2	0,9
	Rely X Veneer	10	4,13	1,30	2,6	0,2	0,8
	Işık Variolink II	10	8,28	5,14	6,6	0,2	0,8
VitadurAlpha	**Dual Variolink II**	10	7,42	3,91	5,8	0,3	1,1
	Rely X Veneer	10	5,60	1,22	3,4	0,4	1,4
	IşıkVariolink II	10	7,58	5,93	6,6	0,1	0,5
Ceramco 3	**Dual Variolink II**	10	4,73	1,17	2,2	0,3	0,9
	Rely X Veneer	10	1,97	0,28	1,0	0,1	0,5
	Işık Variolink II	10	2,69	0,36	1,3	0,2	0,8



Şekil 4.4. 0,7 mm. kalınlığında porselen örneklerin ΔE değerleri



Şekil 4.5. 0,5 mm. kalınlığında porselen örneklerin ΔE değerleri

Porselen sistemlerinin, porselen kalınlıklarının ve kompozit rezin tiplerinin hızlandırılmış yaşlandırma ile renk değişim derecesi (ΔE) açısından değerlendirilmesi için üç yönlü varyans analizi uygulanmıştır. Renk değişim derecesi açısından yapılan değerlendirmede porselen sistemlerinin, porselen kalınlıklarının ve kompozit rezin

sistemlerinin istatistik olarak önemli farklılıklar gösterdiği tespit edilmiştir, porselen sistemleri ve porselen kalınlıkları, porselen sistemleri ve kompozit rezin tipleri, porselen kalınlıkları ve kompozit rezin tipleri arasında da istatistik olarak anlamlı etkileşim bulunmuştur ($p<0.05$) (Tablo 4.12.).

Tablo 4.12. Üç yönlü varyans analiz sonuçları (ΔE Genel)

Varyans kaynağı	KT	Sd	KO	F	P
Porselen	455,7	3	151,9	224,4	,000
Kalınlık	74,7	1	74,7	110,4	,000
Rezin	119,0	2	59,5	87,9	,000
porselen X Kalınlık	18,8	3	6,2	9,2	,000
porselen X Rezin	119,0	6	19,8	29,3	,000
kalınlık X Rezin	14,3	2	7,1	10,6	,000
Porselen X Kalınlık X Rezin	10,9	6	1,8	2,7	,015

Porselen sistemlerine, porselen kalınlıklarına ve kompozit rezin tiplerine göre, hızlandırılmış yaşlandırma ile renk değişim derecesi (ΔE) açısından Tukey testi (çoklu karşılaştırma testi) yapılmıştır. Porselen guruplar arasında, ΔE değeri açısından yapılan değerlendirmede sadece Vitablok Mark II ve Vitadur Alpha porselen sistemleri arasında istatistik olarak fark anlamsızdır ($p=,240$). Diğer gurupların çoklu karşılaştırmalarının hepsinde fark anlamlıdır ($p<0.05$) (Tablo 4.13.). Porselen kalınlıklarının karşılaştırılmasında fark istatistik olarak anlamlıdır ($p<0.05$) (Tablo 4.14.). Rezin tipleri arasında yapılan çoklu karşılaştırma da ise Dual Variolink II ve Rely X veneer, Işık Variolink II ve Rely X veneer arasında istatistik olarak fark anlamlıdır ($p<0.05$), Dual Variolink II ve Işık Variolink II arasında istatistik olarak fark anlamsızdır ($p=,923$). (Tablo 4.15.).

Tablo 4.13. Porselen sistemlerin çoklu karşılaştırma testi sonuçları

porselen sis. Karşılaştırması	Ort. Farkı	p	F	P
Vitablok Mark II & Ceramco 3	3,312	4	31,180	<0,001
Vitablok Mark II & IPS Empress II	2,263	4	21,307	<0,001
Vitablok Mark II & Vitadur Alpha	0,281	4	2,648	0,240
Vitadur Alpha & Ceramco 3	3,031	4	28,532	<0,001
Vitadur Alpha & IPS Empress II	1,982	4	18,659	<0,001
IPS Empress II & Ceramco 3	1,049	4	9,873	<0,001

Tablo 4.14. Porselen kalınlıklarının çoklu karşılaştırma sonuçları

Porselen kalınlıklarının karşılaştırması	Ort. Farkı	p	F	P
0.7mm & 0.5 mm	1,116	2	14,860	<0,001

Tablo 4.15. Rezin tiplerinin çoklu karşılaştırma sonuçları

Rezin tiplerinin karşılaştırması	Ort. Farkı	p	F	P
Dual Variolink II & Rely X Veneer	1,518	3	16,504	<0,001
Dual Variolink II & Işık VariolinkII	0,0496	3	0,539	0,923
Işık Variolink II & Rely X veneer	1,469	3	15,965	<0,001

Tablo 4.16 Polimerizasyon derecesi ve renk değişimi arasındaki korelasyon analizi

	N	r	P
Renk Değişimi	240	-231	0,000
Polimerizasyon Derecesi	240	-231	0,000

Polimerizasyon derecesi ve renk değişimi arasında istatistik olarak önemli bir ilişki vardır (tablo 4.16.).

Tablo 4.16. Tukey HSD (GENEL)

Rezin	Dual Variolink II ***A*** n=80								Rely X Veneer ***B*** n=80								Işık Variolink II ***A*** n=80							
Kalınlık	0.7mm n=40				0.5mm n=40				0.7mm n=40				0.5mm n=40				0.7mm n=40				0.5mm n=40			
Porselen	EMP n=10	Vbk n=10	Vdur n=10	Cer3 n=10 **a**	EMP n=10	VBlok n=10	Vdur n=10	Cer3 n=10 **a**	EMP n=10 ***b***	VBlok n=10 **c**	Vdur n=10	Cer3 n=10 **d**	EMP n=10 ***b***	VBlok n=10 **c**	Vdur n=10	Cer3 n=10 **d**	EMP n=10 **e**	VBlok n=10	Vdur n=10	Cer3 n=10 ***f***	EMP n=10 **e**	VBlok n=10	Vdur n=10	Cer3 n=10 ***f***
ΔE ortalama	1,83	4,28	3,86	1,56	3,59	6,86	5,89	2,23	1,98	2,59	1,99	1,28	2,97	2,65	3,42	1,09	2,05	5,17	4,69	0,89	2,23	6,68	6,68	1,30
Tukey HSD	**a**	**b**	**b**	**a**	*a*	*b*	*c*	*d*	**ab**	**a**	**ab**	**b**	*a*	*a*	*a*	*b*	**a**	**b**	**b**	**a**	*a*	*b*	*b*	*a*

Hızlandırılmış yaşlandırmanın kompozit rezn tipine etkisi duncan gruplaması ile gösterilmiştir (A, B).
Hızlandırılmış yaşlandırmanın farklı kalınlıklarda hazırlanan porselen örnekler ile yapıştırılan rezin tiplerine kalınlığın etkisi gösterilmiştir (**a, b, c, d, e, f**).
Hızlandırılmış yaşlandırmanın farklı rezin tipi ile yapıştırılan 0,7 mm ve 0,5 mm kalınlığında ki porselen örneklerin her kalınlığı için porselen grupları arası fark Duncan gruplaması ile belirlenmiştir (a, b, c, d).

EMP = IPS Empress II
Vblok = Vitablok Mark II
Vdur = Vitadur Alpha
Cer3 = Ceramco 3

Tablo 4.17. Tukey HSD (GENEL)

Porselen	IPS Empress 2 ***A*** n=60						Vitablok Mark II ***B*** n=60						Vitadur Alpha ***B*** n=60						Ceramco 3 ***C*** n=60					
Kalınlık	0.7mm n=30 **a**			0.5mm n=30 **b**			0.7mm n=30 *a*			0.5mm n=30 *b*			0.7mm n=30 a			0.5mm n=30 b			0.7mm n=30 a			0.5mm n=30 a		
Rezin	DV n=10	RX n=10	IV n=10	DV n=10	RX n=10	IV n=10	DV n=10	RX n=10	IV n=10	DV n=10	RX n=10	IV n=10	DV n=10	RX n=10	IV n=10	DV n=10	RX n=10	IV n=10	DV n=10	RX n=10	IV n=10	DV n=10	RX n=10	IV n=10
ΔE ortalama	1,83	1,98	2,05	3,59	2,97	2,23	4,28	2,59	5,17	6,86	2,65	6,68	3,86	1,99	4,69	5,89	3,42	6,68	1,56	1,28	0,89	2,23	1,09	1,30
Tukey HSD	**a**	**a**	**a**	*a*	*ab*	*b*	**a**	**b**	**c**	*a*	*b*	*a*	**a**	**b**	**c**	*a*	*b*	*a*	**a**	**a**	**a**	*a*	*b*	*b*

Hızlandırılmış yaşlandırmanın porselen tipine etkisi duncan gruplaması ile gösterilmiştir (A, B, C).
Hızlandırılmış yaşlandırmanın farklı kalınlıklarda hazırlanan porselen örneklere kalınlığın etkisi gösterilmiştir (**a, b**).
Hızlandırılmış yaşlandırmanın farklı rezin tipi ile yapıştırılan 0,7 mm ve 0,5 mm kalınlığında ki porselen örneklerin her kalınlığı için porselen grupları arası fark Duncan gruplaması ile belirlenmiştir (a, b, c).

DV= Dual Variolink II
RX= Rely X Veneer
IV= Işıkla polimerize Variolink II

Dual variolink II kompozit rezin siman ile yapıştırılan 0.7 mm. porselen örneklerin ve 0.5 mm. porselen örneklerin kendi aralarında ve iki kalınlık arasındaki ΔE değerleri açısından Tukey testi yapılmıştır. 0.7 mm. kalınlığında porselenlerle yapıştırılan Dual Variolink II gurupları arasında, ΔE açısından yapılan değerlendirmede, Vitablok Mark II ve Vitadur Alpha, IPS Empress II ve Ceramco 3 gurupları arasında fark istatistik olarak anlamsızken ($p>0.05$), diğer guruplar arasında fark anlamlıdır. 0.5 mm. kalınlığında porselenlere yapıştırılan Dual Variolink II gurupları arasında, ΔE açısından yapılan değerlendirmede, guruplar arası fark istatistik olarak anlamlıdır ($p<0.05$) (Tablo 4.17.).

Dual Variolink II kompozit rezin siman ile yapıştırılan 0.7 mm. ve 0.5 mm. kalınlıkta porselen sistemlerinde kalınlığın ΔE değerine etkisi olup olamadığını belirlemek için çok yönlü varyans analizi yapılmıştır. Kalınlığın ΔE değerine etkisi IPS Empress II, Vitablok MarkII ve Vitadur Alpha'da fark istatistik olarak anlamlı, Ceramco 3 örneklerde ise anlamsızdır ($p<0.05$) (Tablo 4.17.).

Rely X Veneer kompozit rezin siman ile yapıştırılan 0.7 mm. porselen örneklerin ve 0.5 mm. porselen örneklerin kendi aralarında ve iki kalınlık arasındaki ΔE değerleri için Tukey HSD testi yapılmıştır. 0.7 mm. kalınlığında porselenlere yapıştırılan Rely X Veneer gurupları arasında, ΔE açısından yapılan değerlendirmede, sadece Vitablok Mark II ve Ceramco 3 gurupları arasında fark istatistik olarak anlamsızken ($p>0.05$), diğer guruplar arasında fark anlamlıdır ($p<0.05$). 0.5 mm. kalınlığında porselenlere yapıştırılan Rely X Veneer gurupları arasında, ΔE açısından yapılan değerlendirmede, Vitablok Mark II ve Ceramco 3, Vitadur Alpha ve Ceramco 3, Empress II ve Ceramco 3 guruplar arası fark istatistik olarak anlamlıdır. Diğer guruplar arası fark anlamsızdır ($p<0.05$) (Tablo 4.17.).

Rely X Veneer kompozit rezin siman ile yapıştırılan 0.7 mm. ve 0.5 mm. kalınlıkta porselen sistemlerinde kalınlığın ΔE değerine etkisi olup olamadığını belirlemek için çok yönlü varyasns analizi yapılmıştır. Kalınlığın ΔE değerine etkisi IPS Empress II, Vitablok

Mark II ve Ceramco 3'da anlamlı bulunmamış, Vitadur Alpha örneklerde fark istatistik olarak anlamlıdır ($p<0.05$) (Tablo 4.17.).

Işıkla polimerize Variolink II kompozit rezin siman ile yapıştırılan 0.7 mm. ve 0.5 mm. porselen örneklerin kendi aralarında ve iki kalınlık arasında ki ΔE değerleri açısından Tukey HSD testi uygulandı. 0.7 mm. ve 0.5 mm. kalınlığında porselenlere yapıştırılan ışıkla polimerize Variolink II gurupları arasında, ΔE açısından yapılan değerlendirmede, sadece Vitablok Mark II ve Vitadur Alpha, IPS Empress II ve Ceramco 3 gurupları arasında fark istatistik olarak anlamsızdır. IPS Empress II vee Ceramco 3 gurupları diğer iki porselen grubuna kıyasla daha düşük ΔE değeri göstermişlerdir ($p<0.05$) (Tablo 4.17.).

Işıkla polimerize Variolink II kompozit rezin siman ile yapıştırılan 0.7 mm. ve 0.5 mm. kalınlıkta porselen sistemlerinde kalınlığın ΔE değerine etkisi olup olamadığını belirlemek için çok yönlü varyans analizi yapılmıştır. Kalınlığın ΔE değerine etkisi IPS Empress II ve Ceramco 3 guruplarda fark isatatistik olarak anlamsız, Vitadur Alpha ve Vitablok Mark II örneklerde fark istatistik olarak anlamlıdır ($p<0.05$) (Tablo 4.17.).

Hızlandırılmış yaşlandırmanın, porselen örneklerin farklı kalınlığının renk değişimine etkisi olup olmadığını belirlemek için bağımsız t-testi uygulanmıştır. Porselen örnekleri için yapılan t-testi analizinde, IPS Empress II, Vitablok Mark II ve Vitadur Alpha porselen örneklerinin iki farklı kalınlıkları arasında renk farkı istatistik olarak anlamlıdır. Ceramco 3 örneklerde kalınlık farkı istatistik olarak anlamsızdır (Tablo 4.17.).

Hızlandırılmış yaşlandırmanın, farklı kalınlıktaki porselen örneklerine rezin tipinin etkisini incelemek için tek yönlü varyans analizinde, guruplar arasında ve daha sonra yapılan Tukey HSD testi gurup içi ikili karşılaştırmalarda fark istatistik olarak anlamlıdır. Yalnız IPS Empress II ve Ceramco 3 örneklerin 0.7 mm. kalınlıklarında tek yönlü varyans analizinde guruplar arası fark istatistik olarak anlamsızdır (Tablo 4.18.).

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Renklenmiş ve defektli ön dişlerin tedavisi restoratif diş hekimliği için sürekli problem olmaktadır (Shaini ve ark 1997, Fradeani 1998). Uzun dönem çalışmaları, uygun hasta seçimi ve tekniğin hatasız uygulanması ile PLV'lerin, konservatif bir tedavi seçeneği olduğu gösterilmiştir (Clyde ve Gilmour 1988, Nattress ve ark 1994, Aristidis 2002, Smales ve Etemadi 2004). Klinik araştırmalar, PLV'lerin genel başarı oranlarının da çok yüksek olduğunu göstermiştir (Heydecke ve ark 2001).

Laminate veneerlerin yapımında akrilik ve kompozit esaslı materyaller de kullanılmıştır. Akrilik ve kompozit materyallerinin hazırlanışı ve tamirleri porselene oranla daha kolay ve zahmetsizdir. Ancak rezin kompozitlerden hazırlanan restorasyonlar renklenmeye, aşınmaya ve marjinal kırıklara karşı hassas olmalarından dolayı sınırlı bir ömre sahiptir ve uzun dönem estetik başarıları düşüktür (Peumans 1998). Ayrıca doğal diş translusensliğinin eksikliği sıklıkla donuk ve cansız bir görünüme neden olmakta, hazırlanmaları esnasında polimerizasyon büzülmeleri, kullanım sırasında ortaya çıkan su emilimleri, porselenlere göre plak birikimlerinin daha çok olması gibi problemler göstermektedirler (Shaini ve ark 1997).

Glazelenmiş porselen yüzeyinin iyi bir oral hijyen ile diş etini minimum irrite etmesi, renk ve kontur stabilitesinin sağlaması nedeniyle porselen restorasyonlar diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Shaini 1997, Kihn 1998). PLV'ler doğal diş yapısının translusensliğini çok iyi taklit edebilirler, biouyumludurlar, aşınmaya ve su absorbsiyonuna dirençlidirler. PLV'ler kırılgan olmalarına rağmen kompozit rezin ile yapıştırılınca dayanıklılığı artar (Hobo 1992). PLV'lerin uzun dönem klinik başarısı dikkatli hasta seçimine, tedavi planlamasına, diş preparasyonuna, laboratuar işlemlerine ve adeziv yapıştırma işlemlerine bağlıdır (Smales 2004).

Porselenler, kompozit rezinlere göre daha üstün olan özelliklerinden dolayı araştırmada tercih edilen materyal olmuştur. Dental porselenlerin pekçok üstünlükleri olmasına rağmen laminate veneerlerin yapımında kullanılacak porselen tipinin ve tekniğinin seçimi de önem taşımaktadır.

PLV yapımında temel olarak konvansiyonel düşük ısı porselenler kullanılır. PLV'lerin yapımında platin foli ve refraktör day tekniği olmak üzere iki metod bulunmaktadır. Günümüzde refraktör day tekniği platin foli tekniğine tercih edilmektedir (Garber ve ark 1988, Clyde ve Gilmoure 1988, Peumans ve ark 2000).

Günümüz diş hekimliğinde kullanılan en kuvvetli SiO_2 esaslı seramik malzeme, 300 MPa.' dan daha yüksek bükülme direncine sahip olan IPS Empress II' dir (Ludwig ve Kubick 1999). IPS Empress sisteminin üstün estetik özelliklere sahip olmasının yanı sıra, abrazyona karşı direnci, doğal dişinkine çok yakındır (Alaçam ve ark 1998).

PLV yapımında alternatif metod olarak son yıllarda CAD/CAM sistemi geliştirilmiştir. Ölçü gereksinimi olmadığı için bu safhadaki hatalar elimine edilmiştir. Tek seansta hastanın estetik problemleri giderilebilir (Yaluğ ve Nalbant 1998).

Gerek klinik olarak gösterdikleri üstün performans gerekse hasta beklentilerine verdikleri yeterli düzeydeki cevaptan dolayı, günümüzde PLV'lerin yapımında rutin olarak refraktör day tekniği, ısı-basınç tekniği ve bilgisayar freze tekniği kullanılmaktatır. Çalışmamızda bu sistemlerin tercih edilmesinin başka bir sebebi ise, bu dört porselen sisteminin birbirinden farklı porselen tipine ve yapım tekniklerine sahip olmalarıdır.

PLV'lerin yapımında karşılaşılan sorunlardan biri restorasyon ile diş arasında yeterli bağlantının sağlanamamasıdır. Bağlantının yetersizliği diş ile ara bağlayıcı ajan veya ara bağlayıcı ajan ile restoratif materyal arasında olabilmektedir. Kimyasal bağlantı ve

mikromekanik tutuculuk rezin-porselen bağlantısı için anahtar faktördür (Blatz 2003). PLV'lerin yapımında kullanılan porselenin asit ile muamele edilmesine bağlı olarak daha güçlü bir yapışma elde edilebilmektedir. Porselenin asit ile muamele edilmesinde hidroflorik asit gibi güçlü ajanlar veya birkaç asitin birleşiminden oluşan materyaller kullanılmaktadır. Bu asitlerin veya karışımların 60 saniye porselen iç yüzeyine uygulanmasıyla, mekanik tutuculuğu sağlayacak olan mikroporöziteler oluşturulmaktadır (Hobo 1992, Blatz 2003).

Asitlenmiş porselen yüzeylerin SEM görüntüsünde sayısız porözite ile amorf bir mikroyapı gözlenmiştir. Bu mikroporözite bağlantı için yüzey alanını artırır ve rezin kompozitlerin mikromekanik kilitlenmesini sağlar. Porselenin tipi, porselenin yapım metodu, asit konsantrasyonu ve uygulama süresi gibi bir çok faktör bu mikro morfolojiyi belirler. Sonuçta asitlenmiş porselenin kompozit rezin ile bağlantı dayanımı etkilenir (Peumans ve ark 2000). Restorasyonun başarısı için dental porselenlerin yüzeyi asit ile muamele edildikten sonra porselen ile rezin arasında bağlantıyı artıran kimyasal ajanlar da kullanılmaktadır. Silan diye bilinen bu ajanların tutuculuğu % 25 oranında artırdığı pekçok araştırmacı tarafından bildirilmektedir (Horn 1983, Warren 1990, Linden ve ark 1991, Balderamos ve ark 1997). Sorensen ve arkadaşları (1991) seramiklerin asitlenmesi ve silanlanması ile mikrosızıntının önemli ölçüde azaldığını göstermiştir. Clamia ve Simonsen (1984) % 7,5'lik hidroflorik asit ile 20 dakika muamele edilen porselen örneklerin bağlantı dayanımını 7.5 MPa., edilmeyen örnekler de ise 0.6 MPa. olarak bulmuştur. Yine aynı araştırıcılar, kompozit rezin ve porselen arasındaki bağlantı dayanımına iki silan ajan ve asit ile muamelesinin önemine ilişkin karşılaştırma yapmışlardır. Sonuçta asit ve silan uygulan örneklerin daha yüksek değerler gösterdiğini rapor etmişlerdir.

Bu çalışmada hazırlanan porselen örneklere % 37'lik hidroflorik asitle pürüzlendirme işlemi yapılmış ve sonrasında silan uygulanmıştır.

PLV'lerin simantasyonunda genellikle kimyasal, ışık veya dual polimerize olan kompozit rezin esaslı simanlar kullanılmaktadır (Warren 1990). PLV'lerin simantasyonu için ışıkla polimerize kompozit rezin siman önerilmektedir. Bu simanların en önemli avantajı dual veya kimyasal polimerize simanlar ile karşılaştırıldığında daha uzun çalışma zamanına olanak tanımalarıdır. Ayrıca renk stabiliteleri diğer polimerizasyon tiplerine göre daha üstündür. PLV'lerde ışıkla polimerize olan kompozit rezin siman kullanılmasının dezavantajı polimerizasyon işlemleri sırasında porselen tarafından ışığın kısmen absobsiyonudur (Strange ark 1987).

PLV'ler ışığın % 40-% 50 absorbe ederler (Brodbelt ve ark 1980, Nathanson ve ark 1987, Chan ve Boyer 1989, Blackman ve ark 1990, Linden ve ark 1991, O'Keefe ve ark 1991, Myers ve ark 1994). Porselen kalınlığı arttıkça absorbe edilen ışık miktarı da artacağından ışıkla polimerize olan kompozit simanın polimerizasyon derecesi düşmektedir. Bu nedenle 1mm.'nin üzerindeki porselenlerin simantasyonunda dual polimerize olan kompozit rezin simanlar önerilmektedir (Strang ve ark 1987, Linden ve ark 1991).

Üçtaşlı ve Türkaslan (2004) dual polimerize olan simanların içerisindeki amine bağlı olarak zamanla renk değiştirebileceği ifade edilsede, dual polimerize olan kompozit rezin simanların, 600 mW/cm^2 ışık yoğunluğu ve 3 x 40 saniye süre ile polimerize edilmesi ile PLV'lerde renk stabilitesinin elde edilebileceğini belirtmişlerdir.

Bu çalışmada PLV'lerin simantasyonunda en çok kullanılan ışıkla ve dual polimerize olan kompozit rezin simanlar incelenmiştir.

PLV'lerin yerleştirildiği dişlerin büyük çoğunluğunda yaklaşık 0.5 mm. mine kaldırılır bu da porselenin minumum kalınlığına izin verir. Cristensen (1991) kaldırılabilen ideal mine miktarının 0.75 mm. olduğunu belirtmiştir. Natress ve arkadaşları (1995) standardize edilmeden yapılan preparasyon sonrası dişin proksimal ve servikal mine bölgesinde çoğu

zaman dentinin açığa çıktığını ve dişlerin büyük çoğunluğunda mine kalınlığı 0.5 mm.'den de az olduğunu bildirmişlerdir.

Yetersiz diş kesimi final restorasyonun aşırı konturlu olmasına neden olur. Eşit kalınlıkta 0.5 mm. mine kaldırılması normal konturlu, mükemmel renk sağlayabilen PLV' ler için yeterlidir (Natress ve arkadaşları 1995). Kihn ve arkadaşları (1998) ideal estetik sonuçları, kronun servikal üçte birinde 0.5-0.75 mm. preparasyon ile elde etmişlerdir. Peumans ve arkadaşları (1998) labialdeki mine kesim miktarını dişin renklenme derecesine ve dişin pozisyonuna bağlı olarak 0.3 ve 0.7 mm. olarak belirtmiştir. Hobo (1992) ise mine içerisinde yaklaşık 0.3-0.5 mm. kesimin yeterli olacağını belirtmiştir. Fradeani (1998) PLV'lerin her yerde eşit kalınlıkta olmamasını ve preparasyonun mine (servikal: 0.3 mm., insizal: 1 mm.) sınırlarları içerisinde olması gerektiğini bildirmiştir. Ermiş (2003) PLV'lerin bir yıllık klinik incelemesinde preparasyon derinliğini 0.5 mm. olarak belirlemiştir. Rasetto ve arkadaşları (2001) PLV'ler için kaldırılması gereken minumum diş miktarını 0.4-0.7 mm., insizal bölgede ise 1 mm. preparasyon gerektiğini rapor etmişlerdir.

Çalışmada kullanılan PLV'leri taklit eden diskler ideal kalınlık olan 0.5 mm. ve 0.7 mm. kalınlığında hazırlanmıştır.

Razzoog ve arkadaşları (1994) hızlandırılmış yaşlandırma sonrası porselen örneklerde çok küçük bir renk değişimi olduğunu bildirmişlerdir. Ertan ve Şahin (2005) dört farklı düşük ısı porselen kullandıkları çalışmalarında, 100 saat hızlandırılmış yaşlandırma işlemi uygulamışlar ve porselendeki renk değişimini incelemişlerdir. Sonuçta farklı renklerde hazırlanan porselen örneklerin renk değişimini klinik olarak kabul edilebilen değer olan 1'den küçük bulmuşlardır.

Noie ve arkadaşları (1995) porselen restorasyonların opasitesinin, alttaki rezinin renk değişikliğini maskeleyebileceğini iddia etmişlerdir. Bu çalışmada açık renkte porselen

restorasyonlar alttaki rezin simanların renk değişimini belirlemek için seçilmiştir. Rezinin renk değişimi, bütün sistemin renk değişimini etkiler. Bu yüzden çalışmada A1 rengi porselenler kullanılmıştır.

Literatürde ışık uygulanmasından hemen sonra rezin simanın polimerizasyonunu daha tamamlanmadığı belirtilmiştir (Eliades ve ark, Leung ve ark). Ozyesil ve arkadaşları (2004), 2 mm. kalınlığında IPS Empress örneklerin altında polimerize ettikleri Dual Variolink II rezin siman örneklerin hemen ve 24 saat sonra polimerizasyon derecelerini belirlemek için FTIR (fourier transformation infrared spectroscopy) uygulamışlardır. Dual polimerize örnekler 24 saat sonra daha yüksek değerler göstermiştir.

Çalışmada, dual ve ışıkla polimerize örneklerin sertlik testleri 24 saat sonra yapılmıştır. Bu geçen sürede ilave polimerizasyona engel olmak için, daha önceki çalışmalarda olduğu gibi örnekler ışık geçirmez kutularda saklanmıştır.

Rasetto ve ark (2001) benzer çalışmada geleneksel halojen ışık cihazı, PAC ve yüksek yoğunluklu halojen ışık cihazı kullanmışlardır. Yüksek yoğunluklu halojen ışık kaynağı uygulanan tüm porselen örneklerde 20 saniye sonunda tüm örneklerde yeterli polimerizasyon elde edilmiştir. Bu çalışmada Rasetto ve arkadaşlarının önerdikleri şekilde 20 saniye yüksek enerjili LED kullanılmıştır

Martin (1998) diş hekimleri tarafından kullanılmakta olan 214 ışık kaynağının, ışık gücünü ölçtüğü araştırmasında ışık kaynaklarının % 27 sinin 200 mW/cm^2 nin altında ışık gücüne sahip olduğunu bulmuştur. Bu değerin 2 mm. kompoziti bile polimerize etmek için yetersiz olduğunu belirtmiştir.

Çalışmada kullanılan ışık kaynağı yeni alınmış ve daha önce kullanılmamıştır ve deney süresince, cihazın her kullanımdan önce ışık gücünün kontrolü yapılmıştır.

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezin esaslı restoratif materyallerin yüzey sertlik ölçümlerinde Brinell, Knoop, Barcol, Rockwell ve Vickers en fazla kullanılan test metotlarıdır. Polimerizasyonu belirlemek için sertlik ölçümlerinin yapılması güvenilir bir yöntemdir. Daha önce yapılan benzer çalışmalarda genellikle kompozit rezin simanların sertlik testi olarak daha hassas ölçümler yapabilen Knoop testi kullanılmıştır. Ancak Poskus ve arkadaşları (2004) yaptıkları çalışmada rezin kompozitlerdeki Knoop ve Vicker's sertlik değerlerini karşılaştırmışlar ve her iki sertlik ölçümünün birbiriyle pozitif korelasyon gösterdiğini belirtmişlerdir. Bilindiği gibi metot ne olursa olsun değişen sadece sertlik değerinin birimidir. Bir sertlik ölçme metodunda sert olarak çıkan materyalin başka bir metotla yapılan çalışmada yumuşak olarak değerlendirilmesi mümkün değildir (Taşveren 2005).

Bu çalışmada kompozit rezin simanların polimerizasyon derecesini belirlemede Vicker's sertlik test metodu kullanıldı.

Nathanson ve Hassan (1987) dual polimerize rezin simanların kalın porselenler altında, ışıkla polimerize olan rezinlerden daha iyi polimerize olduğunu bulmuşlardır.

Breeding ve arkadaşları (1991) 1 mm, 2 mm ve 3 mm kalınlığında hazırladıkları restoratif kompozit rezinlerin altında, yapıştırıcı rezinlerin polimerizasyon derecesini incelemişlerdir. Üstteki kompozit restorasyonun kalınlığının, renginin ve uygulanan ışık süresinin dual polimerize rezin simanın sertliği üzerinde önemli etkisi olduğunu gösterilmiştir. Işıkla polimerize örneklerde ise 2 mm'den daha kalın örneklerde yetersiz polimerizasyon gerçekleştiğini belirtmişlerdir.

Yapılan bir çok çalışmada, restorasyon kalınlığı 1mm.'nin üzerine çıktığında, kompozit rezin simanın polimerizasyon derecesinin azaldığı bildirilmiştir. (Watts ve arkadaşları 1984, Warren 1990, Breeding ve arkadaşları 1991, Üçtaşlı ve arkadaşları 1994).

Başka çalışmalarda 1 mm ve 2 mm porselen kalınlığı arasında kompozit rezin simanların polimerizasyon dereceleri arasında fark olmadığı bulunmuştur (Strang ve arkadaşları 1987, Blackman ve ark 1990, Barghi ve McAlister 2003, Soares ve arkadaşları 2006). Bu çalışmada kullanılan 0,5 mm. ve 0,7 mm. kalınlıklarında hazırlanan porselen örnekler arasında kalınlık farkının az olması nedeni ile, porselen kalınlıklarının kompozit rezin siman polimerizasyon derecesine etkisi olmamıştır.

O'Keefe ve arkadaşları (1991) 0,5 mm. kalınlıkta farklı opasitede porselen örnekler hazırlamış ışık geçirgenliğine bakmıştır. Sonuçta 0,5 mm. kalınlığında ve farklı opasitelerde hazırlanan örneklerin ışık geçirgenliğinde fark bulamamışlardır.

Linden ve ark (1991) 0.7 mm kalınlığında ve farklı opasitelerde porselen örnekler hazırlamıştır. Bu kalınlıkta hazırlanan porselen örneklerin opasite farklılıklarının kompozit polimerizasyonuna etkisi olmadığını belirtmişlerdir.

Çalışmamızda A1 renkte seramik blok, kor yapı ve dentin porselen tozları gibi farklı yapıda olası farklı opasitede hazırlanan porselen örnekler kullanılmıştır. O'Keefe ve arkadaşlarının yaptıkları çalışma sonuçlarına benzer şekilde, porselen örneklerin altındaki rezin simanların polimerizasyonunda yaşlandırma öncesi porselen tipinin etkisinin olmadığı bulunmuştur.

Bu çalışmada 0,5 ve 0,7 mm kalınlığındaki PLV'lerin altında polimerize edilen kompozit rezin simanlarda hızlandırılmış yaşlandırma öncesi en yüksek polimerizasyon derecesini dual polimerize olan Variolink II kompozit siman göstermiştir. Hızlandırılmış yaşlandırma sonrası ise en iyi polimerizasyon derecesi ışıkla polimerize olan Rely X Veneer kompozit simanda bulunmuştur. Porselen altında ilk 24 saatte en iyi polimerizasyon dual polimerize simanlarda olurken, hızlandırılmış yaşlandırma işlemindeki UV ışık, doğal ışık ve

ısının, ışıkla polimerize olan simanların polimerizasyon derecesini daha fazla arttırdığı söylenebilir.

Diş hekimliğinde renk ile ilgili çalışmalarda Munsell renk sistemi ve CIEL*a*b* renk sistemi olmak üzere iki sistem kullanılmaktadır (McLean 1979, Seghi ve ark 1986). CIEL*a*b* renk sistemi, Munsell renk sistemine benzerlik göstermekle birlikte birkaç noktada farklılık gösterir. CIEL*a*b* sistemindeki L* değeri, Munsell renk sistemindeki Value'ya karşılık gelir. Fakat a* ve b* değerleri, hue ve chroma ile direkt ilişkili değillerdir. Munsell renk sistemi kutup tipi koordinat sistemine sahipken, CIEL*a*b* renk sistemi translasyona izin verecek şekilde üç boyutlu koordinat sistemine sahiptir. Bu durum, CIEL*a*b* renk sistemini daha avantajlı kılmaktadır. Ayrıca renk kontrolü ile ilgili problemlerin çözümü için iki obje arasında renk farkının değerlendirilmesi gereklidir. ΔE, CIEL*a*b* renk sistemine göre hazırlanmış renk değişimi formülüdür (Seghi ve ark 1986). Bu avantajlarından dolayı araştırmada CIEL*a*b* renk sistemi tercih edilmiştir.

Kolorimetri bir objenin rengini ve iki obje arasında renk farklılığını ölçen ve sayısal olarak sonuç veren renk biliminin bir dalıdır. Hasta üzerinde renk seçimi yaparken kolorimetre veya spektrofotometre gibi aletlerin kullanılmasının çeşitli zorlukları vardır. İn-vitro çalışmalarda bu zorluklar hissedilmez. Seghi ve arkadaşları (1989a, 1989b) yaptıkları çeşitli çalışmalar sonucu kolorimetre ve spektrofotometre ölçümleri arasında belirgin fark olmadığını belirtmişlerdir.

Bu çalışmada istatistik değerlendirme yapmamıza olanak sağlayan, porselenler arası renk farkını ölçebilen ve bunu sayısal olarak gösteren spektrofotometre cihazı renk analizi için kullanılmıştır.

Seghi ve arkadaşları (1986) 1 ve 2 arasındaki ΔE değerinin insan gözü tarafından algılanabildiğini söylemişlerdir. Kompozit rezinler üzerine yapılan çalışmalarda ise; ΔE'nin

3,3'den küçük değerleri için, klinik olarak kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir (Ruyter ve ark 1987, Davis ve ark 1995, Doray ve ark 1997, Douglas 2000, Hekimoğlu ve ark 2000, Stober ve ark 2001).

Hızlandırılmış yaşlandırma işlemleri; çevresel şartlara uzun dönem maruz kalmanın etkisini taklit eder ve ısı, nem değişimleri ve ultraviole ışık ekspozunu içerir (Douglas 2000). Hızlandırılmış yaşlandırma işlemi otomobil boyası gibi ticari ürünlerin dış ortam şartlarında kalitesini belirlemek için dizayn edilmiştir. Bununla birlikte 1978 yılından beri dental rezinlerin renk stabilitesini test etmek için de kullanılmaktadır. Hızlandırılmış yaşlandırmada en büyük renk değişimi, işlemlerin ilk 300 saatinde ortaya çıkmıştır (Douglas 2000).

Hekimoğlu ve arkadaşları (2000) yaptıkları çalışmada, hazırladıkları örneklere 300, 600 ve 900 saat hızlandırılmış yaşlandırma uygulamışlardır. Sonuçta en fazla renk değişiminin 300 saatte olduğu, 300 saatin üzerindeki hızlandırılmış yaşlandırma sürelerinin daha fazla renk değişimine neden olmadığını belirtmişlerdir.

Bu çalışmada, diğer araştırmalara benzer şekilde 400 saat hızlandırılmış yaşlandırma döngüsü uygulanmıştır

Klinik başarı için diş ile restorasyonun renk uyumunun yakalanması son derece önemlidir. Rezin kompozitlerin optik özellikleri zamanla değişir, özellikle de yüzey aşınmaları ve tersiyer aminlerin kimyasal reaksiyonları sonucu bu değişim hızlanır (Lee ve Powers 2006). Yaşlandırma sonucu kompozit rezinlerde meydana gelen optik değişimler üzerine çok çeşitli araştırmalar mevcuttur. Lee ve arkadaşları (2000), 150 kj/m^2 yaşlandırmadan sonra rezin kompozitte meydana gelen renk değişimini 1,1–3,9 arasında bulmuşlardır. Aynı araştırmacı, aynı yaşlandırma prosedürü sonrasında, rezin kompozitlerin beyaz tonlarındaki değişimi 2,4-5,8, konvansiyonel renklerdeki rezin kompozitin renk değişimini 1,7-2,9 arasında bulmuştur (Lee ve ark 2001). Paravia ve arkadaşları (2004) 450

kj/m^2 hızlandırılmış yaşlandırmanın, rezin kompozitlerde b* değerinde artışa sebeb olurken a* ve L* değerlerinde azalmaya neden olduğunu belirtmişlerdir.

Isık, nem ve ultraviole ışık şartlarını gerçekleştiren hızlandırılmış yaşlandırma oksidasyona sebep olabilir. Rezin simanların renk değişiminin başlıca sebebi polimerizasyon başlatıcı sistemin gerekli komponenti olan aminin oksidasyonudur. Işıkla polimerize simanlarda genellikle yaygın olarak kullanılan amin, alifatik amindir. Kimyasal polimerize simanlar da aromatik tersiyer amin kullanılır. Dual polimerize olan simanlar ise her ikisine de sahiptirler. Aromatik tersiyer aminler, alifatik aminlerden oksidasyona daha fazla yatkındırlar. Bu yüzden genellikle kimyasal polimerize olan rezinler renk değişimine ışıkla polimerize rezinlerden daha yatkındırlar.

Rely X Veneerler içeriklerinde sadece alifatik amin bulundurmaktadır. 400 saat hızlandırılmış yaşlandırma yapılan ve ışıkla polimerize Rely X Veneer ile yapıştırılan porselen örnekler, en az renk değişimi göstermiştir. Variolink II'nin ana madde kısmı alifatik amin ve aromatik aminin her ikisini de ihtiva etmektedir. Katalizör kısmında ise benzol peroksit bulunmaktadır. Sadece ana madde kısmı kullanılarak ışıkla polimerize edilen Variolink II örnekler, dual Variolink II örnekler gibi aromatik tersiyer amin ihtiva etmektedirler. Işıkla ve dual polimerize olan Variolink II örneklerin hızlandırılmış yaşlandırma sonrası renk değişim derecelerinin benzer olması, ana maddesinin aromatik tersiyer amin içermesi nedeniyle olabilir. Bulunan bu sonuç, Lu ve arkadaşlarının (2004) Variolink II rezin siman ile hızlandırılmış yaşlandırma sonrası elde ettikleri renk değişim derecelerine benzerdir.

Hekimoğlu ve arkadaşları (2000) yaptıkları çalışmada, 0,5 mm. kalınlığında Ceramco porselenden hazırladıkları PLV' leri 0,3 mm. kalınlığında kimyasal polimerize Dyract Cem, dual polimerize Twinlook ve ışıkla polimerize En Force simanı ile yapıştırmışlardır.

Örneklerin hızlandırılmış yaşlandırma işleminden sonra renk değişimlerinde fark olmadığını bulmuşlardır. Bu çalışmada Hekimoğlu ve arkadaşlarının çalışmalarına benzer şekilde en az renk değişikliği Ceramco ile hazırlanan örneklerde bulunmuştur.

Bu çalışmanın sonucunda,

Çalışmada incelenen PVL'i polimerizasyon açısından değerlendirirsek;

1- Hızlandırılmış yaşlandırma işlemi, PLV'ler için kullanılan kompozit siman polimerizasyonunu etkilemektedir.

2- 0,5 mm. ve 0,7 mm. porselen kalınlıkları altında polimerize olan kompozit rezin simanların, polimerizasyon dereceleri arasında fark bulunmamıştır.

3- Hızlandırılmış yaşlandırma işlemi öncesi rezin simanların polimerizasyonuna porselen tipinin bir etkisi belirlenmemiştir. Hızlandırılmış yaşlandırma işlemi sonrası en yüksek polimerizasyon (sertlik) değeri Ceramco 3 porselen örneklerde gözlenmiştir.

4- Hızlandırılmış yaşlandırma işlemi öncesi en yüksek sertlik değerini dual polimerize olan Variolink II göstermiştir. Hızlandırılmış yaşlandırma işlemi sonrası ise en başarılı gurup ışıkla polimerize olan Rely X Veneer siman bulunmuştur. Hızlandırılmış yaşlandırma işlemindeki UV, gün ışığı ve ısı ile polimerize olan simanlarda polimerizasyonu arttırmıştır.

5- Çalışmanın sınırları dahilinde kullanılan simanın polimerizasyon değeri açısından, PLV'lerde 0,5 veya 0,7 mm. kalınlıkta Ceramco 3 porselen ve ışık ile polimerize olan Rely X Veneer simanın kullanılması tavsiye edilebilir.

Çalışmada incelenen PVL'i renk stabilitesi açısından değerlendirirsek;

1- Hızlandırılmış yaşlandırma işlemi, PLV'lerin renk değişimine neden olmaktadır.

2- Porselen tipine göre renk değişimi; en az Ceramco 3 porselen, en yüksek Vitadur Alpha ve Vita Blok Mark II porselen örneklerde görülmüştür.

3- 0,7 mm. olan porselen örneklerin renk stabilitesi, kalınlığı 0,5 mm. olan örneklere göre daha başarılı bulunmuştur.

4. Kompozit rezin simanların çeşitine göre renk değişimi; en az ışıkla polimerize olan Rely X veneer siman göstermiştir.

5. Dual polimerize olan Variolink II ile ışıkla polimerizasyon Variolink II arasında renk değişimi istatistik olarak anlamsız bulunmuştur. Bunun nedeni her ikisinin de ana maddesinin aromatik tersiyer amin içermesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

6- Çalışmanın sınırları dahilinde renk stabilitesi açısından, PLV'lerde Ceramco 3 porselen ve ışık ile polimerize olan Rely X Veneer siman kullanılması tavsiye edilebilir.

Hızlandırılmış yaşlandırma sonrası incelenen PLV'lerde renk stabilizasyonu ile kompozit rezin polimerizasyon dereceleri arasında istatistik olarak korelasyon bulunmuştur. PLV'lerin yapıştırılmasında kullanılan kompozit rezin simanların polimerizasyon dereceleri arttıkça renk stabiliteside artmaktadır. Çalışmanın sınırları dahilinde Rely X Veneer kompozit rezin siman PLV'ler için en başarılı bulunmuştur.

6.ÖZET

S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ/ KONYA-2007

Dt. Nuri Murat ERSOY

Danışman

Prof. Dr. Bülent KESİM

KOMPOZİT REZİN SİMANIN POLİMERİZASYONU ÜZERİNE RESTORASYONUN KOMPOZİSYONUNUN, RENGİNİN VE KALINLIĞININ ETKİSİ

Bu çalışmada; farklı PLV'ler ve kompozit rezin simaların hızlandırılmış yaşlandırma sonrası polimerizasyon dereceleri ve renk değişimleri incelendi. Bu amaçla, PLV'ler dört farklı porselen materyali ile iki farklı kalınlıkta hazırlandı. Hazırlanan örnekler farklı rezin simanlar ile yapıştırıldı ve elde edilen tüm örneklere hızlandırılmış yaşlandırma işlemi uygulandı. Bu işlemden önce ve sonra örneklerin polimerizasyon derecelerini belirlemek için Vicker's sertlik testi yapıldı ve renk değişim değerlerini belirlemek için de spektrofotometre cihazı kullanıldı. Porselen sistemlerinin, porselen kalınlığının ve rezin sistemlerinin renk değişimi ve sertlik değerlendirmesi için çok yönlü varyans analizi uygulandı.

Renk değişimlerinin istatistik olarak değerlendirildi. Guruplar arasında, ΔE değeri açısından yapılan değerlendirmede Vitablok Mark II ve Vitadur Alpha porselen sistemleri arasında istatistik olarak fark anlamsız bulundu ($p=,240$). Renk değişimi açısından en başarılı porselen gurubu Ceramco 3 olarak belirlendi. Porselen kalınlıklarının, ΔE değerine etkisi istatistik olarak anlamlıdır ($p<0.05$) ve 0,7 mm. kalınlıktaki PLV'lerde renk daha stabil

bulundu. Rezin tiplerinin ΔE değerine etkisi değerlendirildiğinde; hem Dual, hem de ışıkla polimerize olan Variolink II ile ışıkla polimerize olan Rely X veneer arasında fark istatistik olarak anlamlıdır ($p<0.05$). Dual polimerize olan Variolink II ve Işıkla polimerize olan Variolink II arasındaki fark ise istatistik olarak anlamsızdır (p=,923).

Porselen sistemleri arasında polimerisazyon değerleri açısından yaşlandırma öncesi ve sonrasında fark istatistik olarak değerlendirildi. Porselen sistemleri arasında; hızlandırılmış yaşlandırma yapılmadan önce sertlik değerleri açısından fark istatistik olarak anlamsızken (p=,430), hızlandırılmış yaşlandırma sonrası sertlik değerleri arasında fark istatistik olarak anlamlıdır ($p<0.05$). Kompozit rezin tipleri arasında hızlandırılmış yaşlandırma öncesi ve sonrası sertlik değerleri açısından fark ise istatistik olarak anlamlıdır ($p<0.05$).

Bu çalışmanın sınırları dahilinde, kompozit rezin siman polimerizasyonu ve renk stabilizasyonu açısından, Ceramco 3 porselenler ile ışıkla polimerize olan Rely X Veneer kompozit simanlarla hazırlanan örnekler diğerlerine göre daha başarılı bulundu.

7. SUMMARY

EVALUATİON OF THE EFFECTS OF PORCELAİN LAMİNATE VENEERS ON POLYMERİZATİON AND COLOR CHANGES OF COMPOSİTE RESİN CEMENTS

At the current study, color change and degree of conversion after accelerated aging of PLV's luted by composite resin luting cement were investigated. PLV's were fabricated from four different materials (IPS Empress 2, VitaBlock Mark II, Vitadur alpha and Ceramco 3), and two different thicknesses (0,5 mm and 0,7 mm) for each material. Prepared samples were exposed to accelerated aging and different resin cements were used to bond. Vicker's microhardness degree and color change degrees of samples were recorded before and after this procedure. Multiple-way analysis of variance was used to evaluate the color changes and micro hardness in between each porcelain system, for different porcelain thickness and different resin systems.

Color change were evaluated statically. When the ΔE value was evaluated, the difference between Vita Block Mark II and Vitadur Alpha Porcelain systems were not statistically significant among groups (p=0,240). The Ceramco 3 was found as the most successful porcelain group for color change. The effect of porcelain thicknesses on delta E value was statistically significant (p<0,05) and 0,7 mm. thickness of PLV's were found more stable. When the effect of resin type on delta E value was evaluated; the difference between both dual cured and light cured Variolink II and light cure Rely X Veneer were found statisticaly significant (p<0,05). The difference between dual cured Variolink II and Light cure Variolink II was not statistically significant (p=0,923).

Polymerization values of porcelain systems was evaluated to statistically before and after accelerated aging. While the differences between microhardness values of porcelain systems before accelerated aging were not statistically significant (p=430), it was statistically significant after accelerated aging (p<0,05). However, the differences between microhardness values of composite resin systems were statistically significant both before and after accelerated aging (p<0,05).

In the limitation of this study, when composite resin cement polymerization and color stabilization evaluated by the samples which were prepared with Ceramco 3 porcelain by light polymerized Rely X Veneer composite cements were found more succesfull than the other systems

8. KAYNAKLAR

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

Aladağ A (2003) *Vitapan classical ve Vitapan 3D-master renk anahtarları kullanılarak renk seçimi yapılmış metal destekli seramik kronların, doğal dişe göre renk uyumlarının araştırılması,* Doktora tezi, Ege Ü. Sağ. Bil., Protetik Diş Tedavisi A.D, İzmir.

Altunsoy S (2001) *Farklı post-core materyalleri ve siman renkleri kullanılarak, In-Ceram ve IPS Empress tam seramik restorasyonlardaki renk değişikliğinin incelenmesi,* Doktora Tezi, HÜ Sağlık Bilimleri, Protetik Diş Tedavisi A.D., Ankara.

Aristidis GA, Dimitra B(2002) *Five-year clinical perfomance of porcelain laminate veneers,* Esth Dent Quint Int, 33,185-189.

Ateş G (2002) *5 farklı dual-cure yapıştırıcı rezin simanın değişik kompozit ve porselen kalınlıkları altında polimerizasyon etkinliğinin karşılaştırılması,* Dotora Tezi, Hacettepe Ü Sağ Bil Protez Prog, Ankara.

Balderamos LP, O'Keefe KL, Powers JM (1997) *Color accuracy of resin cements and try-in pastes*, Int J Prosthet,10,2,111-115.

Bareilo MT, Shuj A and Renner RP (1989) *Anterioporcelain laminate veneers: Clinical and laboraiory procedares,* Quint Dent Technol, 10(8), 499-499

Barghi N, McAlister EH (2003) *LED and halogen lights: Effect of ceramic thickness and shade on curing luting resin,* Compend Contin Educ Dent, 2003 24,(7), 497-504**.**

Bartlett D and Brunton PA (2005) *Aesthetic Dentistry*, Quintessence Publishing Co, Inc, İstanbul.

Beydemir Ö (2000) *Tüm seramik kronlarda rezin esaslı bağlayıcı ajan ve kompozit rezin yapıştırma simanlarının in vitro olarak değerlendirilmesi,* Doktora Tezi, Ank Ün Sağ Bil Prot Diş Ted A.D., Ankara.

Blackman R, Barghi N, Duke E (1990) *Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement*, J Prosthet Dent, 63, 3, 295-300.

Blatz MB, Sadan A, Kern M (2003) *Resin-ceramic bonding:a review of the literature*, J Prosthet Dent, 89, 268-274.

Breeding LC, Dixon DL, Caughman WF (1991) *The curing potential of light-activated composite resin luting agents,* J Prosthet Dent, 65, 4, 512-518.

Brodbelt RH, O'Brien WJ, Fan PL (1980) *Translucency of dental porcelains*, J Dent Res, 59, 1, 70-75.

Burke FJT (2005) *Trends in ındirect dentistry: 3. luting materials*, Dent Update, 32,251-260.

Chan KC, Boyer DB (1989) *Curing light-activated composite cement through porcelain, J Dent Res*, 68, 3, 476-480.

Christensen GJ (1991) *Have porcelain veneers arrived,* JADA, 122, 81.

Chu SJ, Devigus A ve Mieleszko A (2004) *Fundamentalsof color shade matching and communication in esthetic dentistry,* Quintessence Pub Co Inc,İst.

Clamia JR, Simonsen RJ (1984) Effect of coupling agents on bond strength of etched porcelain, Int Assoc Dent Res,Abstract, March 1984.

Calamia JR (1985) *Etched porcelain veneers: the current state of the art*, Quint Int, 16,1, 5-12.

Clyde JS and Gilmour A (1988) *Porcelain veneers: A preliminary review,* Br Dent., 161,9-14.

Craig RG ve Ward ML (1997) *Restorative dental materials,* Tenth Edition, MO:Mosby-Year Book, St. Louis.

Crispin BJ, Hewlett ER, Hwan Y, Hobo S and Hornbrook DS (1994) *Contemporary esthetic dentistry: Practice Fundamentals,* Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago, Illinois.

Çal E, Güneri P, Bıçakçı A (2005) *Dişhekimliğindeki estetik ikilem: Diş rengi,* Ege Ü Dişhek Fak Derg, 26, 117-125.

Davis BA, Friedl KH, Powers JM (1995) *Color stability of hybrit ionomers after accelerated aging,* Int J Prost, 4,111-115.

Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P (1992) *Heat- pressed ceramics: Technology and strength,* Int J Prost, 5,9-16.

Doray PG, Wang X, Powers JM, Burgess JO (1997) *Accelerated aging affects color stability of provisional restorative materials,* J Prosthodont, 6,183-188.

Douglas RD (2000) *Color Stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application,* J Prosthet Dent, 83,166-170.

Dumfahrt H and Gobel G (1999) *Bonding porcelain laminate veneer provisional restorations: an experimental study*, J Prosthet Dent, 82,281-285.

Eliades GC, Vougiouklais GJ, Caputo AA (1987) *Degree of double bond conversion in light cured composites,* Dent Mat, 3,19-25.

Ermiş B (2003) *Seramik laminate veneerlerin klinik değerlendirmesi: 1 yıllık sonuçlar*, AÜ Diş Hek Fak Derg, 30(2) 115-123.

Ertan AA, şahin E (2005) *Colour stability low fusing porcelains: an in vitro study,* J Oral Rehabilit, 32,358-361.

Fradeani M. (1998) *Six-year follow-up with Empress veneers*, Internatıonal Journal of Perıodontıcs And Restoratıve Dentıstry, 18,3, 216-225.

Garber DA, Goldstein RE and Feinman RA (1988) *Porcelain Laminate Veneers,* Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago, Illinois.

Gemalmaz D and Ergin Ş (2002) *Clinical evaluation of all-ceramic crowns*, J Prosthet Dent, 87, 189-196.

Gürel G (2004) *Porselen laminat venerler bilim ve sanatı,* 157-207.

Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, (2002) *Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials,* J Prosthet Dent, 88, 4-9

Hekimoglu C, Anil N, Etikan I (2000) *Effect of accelerated aging on the color stability of cemented laminate veneers,* Int J Prosthodont, 13, 1, 29-33.

Heydecke G, Razzoog ME (2001) *In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging,* J Prosthet Dent,85, 551-557.

Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L (1997) *CAD/CAM- Fillings of the future*, Int Dent J, 47, 247-258.

Hobo S (1992) *Porcelain laminate veneers with three-dimensional shade reproduction*, Int Dent J, 42, 4, 189-198.

Hobo S, Iwata T (1985) *A new laminate veneer technique using a castable apatite ceramic materyals. I. Practical procedures,* Quint Int, 16(8),509-512.

Horn NH (1983) *Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel,* Dent Clic North Am, 27(4) 671-684.

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

IPS Empress System- the original, Scientific Documentation.

Kafalı N (1997) *Işık,* Fotoğraf Der, 13, 65-67.

Kalender A (2006) *Kompozit ve porselen laminate restorasyonların uzun dönem klinik incelemesi,* Doktora Tezi, Ege Ü Sağ Bil Diş Hast ve Ted İzmir.

Kaya G (2002) *Posterior restorasyonlar için önerilen kompozit materyallerin aşınma, sertlik, ve basma dayanıklılığı yönünden in vitro olarak incelenmesi,* Ege Ü Diş Hek Fak, Doktora tezi, İzmir, 2002

Kihn PW, Barnes DM (1998) *The clinical longevity of porcelain veneers: a 48-month clinical evaluation. Am J Dent,*129, 6, 747-752.

Lee YK, Zawahry M, Noaman KM, Powers JM (2000) *Effect of mouthwash and accelerated aging on the color stability of esthetic restorative materials,* Am J Dent, 13,159-161.

Lee YK and Powers JM (2001) *Color and optical properties of resin-based composites for bleached teeth after polymerization and accelerated aging,* Am J Dent, 14, 349-354.

Lee YK, Lu H, Powers JM (2006) *Optical properties of four esthetic restorative materials after accelerated aging*, Am J Dent, 19, 3, 155-158.

Leung R, Fan P, Johnson W (1983) *Post-irradiation polymerization of visible light activated composite resin,* J Dent Res, 62,363-365.

Linden JJ, Swift EJ Jr, Boyer DB, Davis BK (1991) *Photo-activation of resin cements through porcelain veneers*, J Dent Res, 70, 2, 154-157.

Ludwig K, Kubick S (1999) *Vergleichende untersuchungen zur Bruchfestigkeit von vollkeramischen Frontzahnbrücken*, Dtsch Zahnärztl Z, 54, 711-714.

Lu H, Powers JM (2004) *Color stability of resin cements after accelerated aging,* Am J Dent, 17, 5, 354-358.

Martin FE (1998) *A survey of the efficiency of visible light curing units.* J Dent, 26,239-243

Mc Cabe J F (1990) *Applied dental materials*, London: Blackwell Scientific Publications Co. Inc. 2nd Edition.

Mc Lean (1979) *The science and art of dental ceramics*, Quintessence Pub Co Inc Chicago, 1st Edition.

Memikoğlu M (1997) *Tam seramik posterior sabit parsiyel restorasyonların in-vitro ve in-vivo uygulanabilirliği ve sınırlamaları yönünde incelenmesi*, Doktora Tezi, A Ü Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

Mink JR and Timmans JH (1984) *Laminate veneers, Dent Clin North Anı*, 28(1) 187-203.

Myers ML, Caughman WF, Rueggeberg FA (1994) *Effect of restoration composition shade an thickness on the cure of a photoactivated resin cement,* J Prost,3,149-157.

Nathanson D, Hassan F (1987) *Effect of etched porcelain thickness on resin porcelain bond strength Abstract,* J Dent Res 66,245.

Nattress BR, Youngson CC, Patterson CJ, Martin DM, Ralph JP (1995) *An in vitro assessment of tooth preparation for porcelain veneer restorations*, J Dent, 23,3,165-170.

Naylor P (1992) *Introduction to metal ceramic technology*, Quintessence Pub Co Inc, Carol Stream, Illinois.

Noie F, O'Keefe KL, Powers JM (1995) *Color stability of resin cements after accelerated aging*, Int J Prosthodont, 8, 1, 51-55.

O'Brien W J (2002) *Dental materials and their selection*, Quintessence Pub Co Inc 3nd Edition.

Oh SC, Dong JK, Luthy H, Schärer P (2000) *Strength and microstructure of IPS Empress II glass-ceramic after different treatments,* Int J Prost, 13,468-472.

O'Keefe KL, Pease PL, Herrin HK (1991) *Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneer samples,* J Prosthet Dent, 66, 4, 434-438.

Oyar P (2002) *Farklı diş preparasyonlarının metal destekli ve tam seramik kronlarda stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi,* A.Ü Sağlık Bilimleri, Doktora Tezi, Ankara.

Ozyesil AG, Üşümez A ve Gündüz B (2004) *The efficiency of different light source to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration,* J Prosthet Dent; 91, 151-157.

Ömeroğlu N (2000) *Farklı porselen laminate veneer yapım yöntemlerinin kenar uyumu ve*

mikrosızıntı yönünden karşılaştırılmalı olarak değerlendirilmesi, Doktora tezi , G.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi A.D., Ankara.

Paravina RD, Ontiveros JC, Powers JM (2004) *Accelerated aging effect on color and translucency of bleaching-shade composite,* J Esthet Restor Dent, 16,117-127.

Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vuylsteke-Wauters M (1998) *Five-year clinical performance of porcelain veneers,* Quınt Int, 29,4,211-221.

Peumans M, Meerbeek BV, Lambrechts P, Vanherle G (2000) *Porselen veneer: A review of the literatüre,* J Dent, 28,163-177.

P**iddock V and Qaltrough AJE (1990)** *Dental ceramics-an update,* J Dent, 18,227-235.

Plant CG and Thomas OD (1987) *Porcelain facing : A simple clinical and laboratory methods,* Br Dent T 163(7), 231-234.

Poskus LT, Eliane P, Cardoso PEC (2004) *Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations,* Dent Mat, 20,726-732.

Precise Color Communication (**1994)** Minolta Co. Ltd, Japan

Rasetto FH, Driscoll CF, von Fraunhofer JA (2001) *Effect of light source and time on the polymerization of resin cement through ceramic veneers,* J Prosthodont, 10, 3, 133-139.

Rasetto FH, Driscoll CF, Prestipino V, Masri R, von Fraunhof (2004) *Light transmission through all-ceramic dental materials: a pilot study*, J Prosthet Dent ,91, 5, 441-446.

Razzoog ME, Johnston WM, Russel MM, May KB (1994) *A comparison of the color stability af conventional and titanium dental porcelain,* J Prosthet Dent, 9,13-19.

Rosenstiel SF, Porter SS, Johnston WM (1989) *Color measurement of all ceramic crown systems,* J Oral Rehabil, 16, 491-501.

Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ (1998) *Dental luting agents: A review of the current literature,* J Prosthet Dent, 80, 280-301.

Rosentritt M, Esch J, Behr M, Leibrock A, Handel G (1998) *In vivo color stability of resin composite veneers and acrylic resin teeth in removable partial dentures,* Quint Int, 29,517-522.

Rueggeberg FA, Caughman WF (1993) *the ınfluence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cement*, Oper. Dent,18,48-55.

Russell MD, Gulfraz M, Moss BW (2000) *In vivo measurementof colour changes in natural teeth,* J Oral Rehabil, 27,786-792.

Ruyter IE, Nilner K, Möller B (1987) *Color stability of dental cmposite resin materials for crown and bridge veneers,* Dent Mater, 3,246-251.

Sevimay M (2000) *farklı okluzal materyallerin stres dağılımına etkisi, SÜ Diş Hek Fak, Doktora tezi, Konya.*

Santos GC Jr, El-Mowafy O, Rubo JH, Santos MJ (2004) *Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing*, Am Dent Assoc J, 70, 5, 323-328.

Saraç D, Saraç YŞ, Yüzbaşıoğlu E (2005) *Farklı kompozitlerle bir renk skalası arasındaki renk farklılıkları,* GÜ Dişhek Fak Derg, 22(2),77-82**.**

Schmidt C, Weigl P (2000) *Machinability of IPS Empress II framework ceramic: Potential for ceramic dentures,* J Biomed Mater Rest, 53,348-352.

Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW (2003) *Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging*, Dent Mater, 19, 7, 612-619.

Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ (1986) *Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems*, J Prosthet Dent, 56, 1, 35-40.

Seghi RR, Hewlett ER, Kim J (1989a) *Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental po* J Dent Res*,* 68, 12, 1760-1764.

Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ (1989b) *Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains*, J Dent Res, 68, 12, 1755-1759.

Shaini FJ, Shortall AC, Marquis PM (1997) *Clinical performance of porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation over a period of 6.5,* J Oral Rehabil, 24, 8, 553-559.

Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE (1997) *Fundamentals of fixed prosthodontics*, Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago, Illinois.

Sjogren G, Lantto R, Granberg A, Sundström BO, Tillberg A (1999) *A clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress)in general practice:A retrospective study,*Int J Prost, 12,122-128.

Smales RJ, Etemadi S (2004) *Long-term survival of porcelain laminate veneers using two preparation designs: a retrospective stud*, Int J Prost, 17,3,323-326.

Soares CJ, da Silva NR, Fonseca RB (2006) *Influence of the feldspathic ceramic thickness and shade on the microhardness of dual resin cement*, Oper Dent, 31, 3, 384-389.

Stober T, Gilde H, Lenz P (2001) *Color stability of highly filled composite resin materials for facings,* Dent Mat, 17,87-94.

Strang R, McCrossan J, Muirhead GM and Richardson SA (1987) *The setting of visible light cured resins beneath etched porselen veneers,* Br Dent, 163, 149-151.

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

Şenyılmaz P, Çiftçi Y, Canay Ş and Şiranlı A (2004) *Tam seramik restorasyonlar*, Akademik Dental Diş Hekimliği Dergisi, 16(2) 32-37.

Taşveren S (2005) *İki farklı restoratif materyalin yüzey sertliklerinin karşılaştırılması,* CÜ Diş Hek fak Derg, 8(2),94-97.

Taylor PA *www.schulich.uwo.ca.*

Trinkner TF, Rosenthal L (1998) *Esthetic restoration of anterior dentition with metal-free restorative materyal,* Compendium, 19,1248-1255.

Ubassy G (1995) *Shape and Color, The key to successful ceramic restorations,* 17-30, 41-50, 109-115.

Uctasli S, Hasanreisoglu U, Wilson HJ (1994) *The attenuation of radiation by porcelain and its effect on polymerization of resin cements*, J Oral Rehabil, 21, 5, 565-575.

Uctaslı S, Wilson HJ, Unterbrink G, Zaimoğlu A (1996) *The strength of a heat-pressed all ceramic restorative materyal,* J Oral Reh, 23,257-261.

Ulusoy N, Bağış YH ve Kasar B (1998) *Isı ve ışık fırınında polimerizasyonları tamamlanan iki hibrit kompozit rezinin yüzey sertliklerinin incelenmesi,* AÜ Dişhek Fak Derg, 25(3)221-228.

Üçtaşlı S ve Türkaslan S (2004) *İki farklı iki aşamalı adeziv sistem ve dual sertleşen kompozit rezin yapıştırma simanı ile yapıştırılan seramik veneerlerin klinik değerlendirmesi,* A.Ü. Diş Hek Fak Derg, 31(3), 201-211.

Üşümez A (2001) *Farklı asitler ve ER,CR:YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine porselen laminate veneerlerin bağlantılarının karşılaştırılması,* Doktora Tezi, Konya.

Watts DC, Amer O, Combe EC (1984) *Characteristics of visible-light-activated composite systems,* Br Dent J, 156,209-215.

Wall JG and Cipra DL (1992) *Alternative crown systems; Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice?*, Dental Clin North Amer, 36, 765-782.

Warren K (1990) *An investigation into the microhardness of a light cured composite when cured through varying thickn*, J Oral Rehabil,17, 4, 327-334.

Wee AG, Monaghan P, Johnston WM (2002) *Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain*, J Prosthet Dent, 87,657-666.

Yaluğ S, Nalbant L (1998) *Porselen laminate veneer yapım yöntemleri.* CÜ Diş Hek Fak Derg;1(1) 56-58.

Yap AU, Sım CP, Loh WL, Teo JH (1999) *Human-Eye versus computerized color matching,* Oper Dent, 24,358-363.

Yavuzyılmaz H, Turhan B, Kurt E and Bavbek B (2005) *Tam porselen sistemleri II*, GÜ DişHekimliği Fakültesi Dergisi, 22(1), 49-60.

Yılmaz İ (2002) *Renk uzayları ve dönüşüm algoritmaları,* Doktora Tezi, S.Ü. Fen Bil. Ens. Jeodezi ve Fotogrametri A.D. Konya

Yeşiltaş B (2002) *Renk bilgisi ve ofset baskıda farklı renk tonlarının oluşumu,* Yüksek Lisans Tezi, MarÜn Fen Bil Ens, Matbaa Eğitim A.D. İst.

Yücel MT (2005) *Farklı tip seramik kronların marjinal uyumlarının in vitro olarak değerlendirilmesi*, Doktora Tezi, Konya.

Zaimoğlu A, Aksu E, Can G and Ersoy E (1993) *Diş hekimliğindfe maddeler bilgisi*, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Sayı: 17, Ankara.

Zaimoğlu A ve Can G (2004) *Sabit protezler*, Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara.

Zawta C (2001) *Fixed partial dentures with an all-ceramic system: A case report,* Quint Int, 32,351-359.

9. EKLER

Tablo 9.1. Hızlandırılmış yaşlandırma öncesi 0.7 mm. kalınlığındaki porselen örneklerin sertlik değerleri

Dual Variolink II 0.7 mm Vicker's sertlik testi sonuçları				
No	IPS Empress II	Vitablok Mark II	Vitadur Alpha	Ceramco 3
1	35,34	30,68	36,86	32,72
2	37,6	34,92	29,62	47,54
3	40,26	33	33,94	33,98
4	37,72	28,82	32,7	34,16
5	34,7	29,04	39,8	33,16
6	36,5	32,38	38,68	36,08
7	33,72	27,22	39,74	34,48
8	31,84	33,6	39,5	34,86
9	34,88	38,5	44,5	34,82
10	32,82	32,54	36,58	35,24

Rely X Veneer 0.7 mm Vicker's sertlik testi sonuçları				
No	IPS Empress II	Vitablok Mark II	Vitadur Alpha	Ceramco 3
1	24,4	24,96	30,84	26,92
2	26,62	27,34	29,88	27,34
3	25,3	27,72	22,62	26,54
4	25,68	28,34	28,16	26,92
5	24,08	31,68	26,82	24,4
6	21,34	30,78	30,84	30,7
7	24,62	27,54	33,88	26,08
8	24,32	31,18	25,4	30,12
9	24,34	28,38	31,28	27
10	24,66	28,88	30,48	29,96

Işıkla polimerize Variolink II 0.7 mm Vicker's sertlik testi sonuçları				
No	IPS Empress II	Vitablok Mark II	Vitadur Alpha	Ceramco 3
1	22,12	22,4	22,9	21
2	23,54	22,52	24,08	23,12
3	23,28	25,44	24,22	19,74
4	22	26	24,6	20,46
5	23,76	23,28	25,32	22,92
6	21,56	25	28,02	23,4
7	19,74	25,6	24,86	21,74
8	20,22	23,6	27,64	20,28
9	21,5	24,5	26,96	24,78
10	19,08	22,18	30,78	22,54

Tablo 9.2. Hızlandırılmış yaşlandırma öncesi 0.5 mm. kalınlığındaki porselen örneklerin sertlik testi değerleri

Dual Variolink II 0.5 mm Vicker's sertlik testi sonuçları				
No	IPS Empress II	Vitablok Mark II	Vitadur Alpha	Ceramco 3
1	39,92	34,24	30,78	33,32
2	31,78	29,18	33,92	30,94
3	35,7	35,02	35,32	32,74
4	32,28	35,14	36	34,72
5	38,3	29,1	34,36	35
6	37,38	38,78	37,84	33,42
7	37,28	26,34	37,42	38,3
8	35,34	30,92	34,96	35,12
9	35,86	32,54	35,34	38,84
10	34,36	33,12	36,84	38,32

Rely X Veneer 0.5 mm Vicker's sertlik testi sonuçları				
No	IPS Empress II	Vitablok Mark II	Vitadur Alpha	Ceramco 3
1	22,94	30,08	27,24	28,12
2	29,36	34,22	27,88	30,16
3	24,8	38,04	24,84	27,64
4	25,26	32,76	26,98	29,52
5	27,28	36,2	26,06	27,58
6	27,12	32,7	25,28	32,6
7	24,3	32,82	27,78	28
8	23,34	32,22	25,5	29,1
9	26,54	31,24	27,6	30,26
10	31,36	22,92	26,664	29,8

Işıkla polimerize Variolink II 0.5 mm Vicker's sertlik testi sonuçlar				
No	IPS Empress II	Vitablok Mark II	Vitadur Alpha	Ceramco 3
1	26,62	21,52	22,48	22,94
2	23,24	22,32	20,82	19,68
3	20,7	23,14	22,94	21,58
4	21,66	21,6	22,12	20,76
5	26,68	23,38	23,28	23,9
6	21,88	21,18	23,06	22,6
7	26,52	24,54	24,86	22,6
8	21,62	28,88	25,72	20,52
9	22,18	29,84	22,86	21,52
10	18,94	19,88	22,56	22,18

Tablo 9.3. Hızlandırılmış yaşlandırma sonrası 0.7 mm. kalınlığındaki porselen örneklerin sertlik testi değerleri

Dual Variolink II 0.7 mm Vicker's sertlik testi sonuçları

No	IPS Empress II	Vitablok Mark II	Vitadur Alpha	Ceramco 3
1	63,01	59,18	47,23	57,07
2	56,44	49,86	55,01	53,74
3	60,52	52,96	47,32	55,00
4	48,67	44,20	46,26	53,64
5	50,42	45,45	41,53	53,08
6	50,34	50,05	46,42	64,37
7	53,83	55,26	51,24	57,52
8	54,86	53,02	48,20	63,07
9	69,53	52,19	46,37	59,12
10	53,31	56,58	44,99	55,16

Rely X Veneer 0.7 mm Vicker's sertlik testi sonuçları

No	IPS Empress II	Vitablok Mark II	Vitadur Alpha	Ceramco 3
1	55,78	68,68	47,06	76,36
2	56,94	71,36	44,73	67,80
3	70,97	70,23	56,08	61,15
4	65,20	69,14	59,77	65,17
5	59,79	73,62	60,21	54,37
6	49,30	72,04	47,64	59,71
7	55,53	70,98	75,86	61,25
8	62,98	60,68	65,51	65,32
9	45,83	71,54	64,23	73,42
10	68,34	50,54	59,00	62,28

Işıkla polimerize Variolink II 0.7 mm Vicker's sertlik testi sonuçları

No	IPS Empress II	Vitablok Mark II	Vitadur Alpha	Ceramco 3
1	47,92	46,45	54,66	68,87
2	48,66	46,50	53,41	55,10
3	53,74	51,20	54,82	61,58
4	58,39	62,95	55,36	59,98
5	53,09	59,72	45,54	50,82
6	62,90	51,02	56,71	55,96
7	62,44	49,88	57,17	64,20
8	50,61	65,97	59,21	51,98
9	65,01	51,92	62,04	46,03
10	48,76	52,25	50,35	53,00

Tablo 9.4. Hızlandırılmış yaşlandırma sonrası 0.5 mm. kalınlığındaki porselen örneklerin sertlik testi değerleri

Dual Variolink II 0.5 mm Vicker's sertlik testi sonuçları				
No	IPS Empress II	Vitablok Mark II	Vitadur Alpha	Ceramco 3
1	52,77	63,08	60,13	48,66
2	66,29	57,50	46,64	52,54
3	74,12	54,36	56,41	52,50
4	65,02	48,56	48,16	60,93
5	58,08	56,22	48,76	44,62
6	52,67	58,63	43,22	55,35
7	46,56	64,04	56,24	52,95
8	52,49	55,33	46,95	46,81
9	61,91	60,86	64,32	55,14
10	58,04	48,97	49,35	50,36

Rely X Veneer 0.5 mm Vicker's sertlik testi sonuçları				
No	IPS Empress II	Vitablok Mark II	Vitadur Alpha	Ceramco 3
1	54,47	68,13	56,43	71,65
2	53,71	59,55	54,43	69,74
3	51,13	63,87	62,37	64,54
4	58,09	56,91	60,95	53,38
5	53,05	57,09	70,39	81,07
6	51,80	59,55	61,44	83,07
7	58,20	54,24	47,22	65,23
8	53,43	55,41	69,66	64,61
9	58,93	62,41	59,28	62,53
10	52,93	61,40	59,64	67,35

Işıkla polimerize Variolink II 0.5 mm Vicker's sertlik testi sonuçları				
No	IPS Empress II	Vitablok Mark II	Vitadur Alpha	Ceramco 3
1	48,69	46,85	52,72	48,84
2	52,73	49,11	51,07	51,96
3	57,49	50,52	50,80	50,84
4	54,96	57,35	59,44	47,44
5	58,44	52,57	58,71	47,88
6	46,19	52,67	47,87	49,98
7	53,77	52,57	51,82	49,83
8	55,75	50,38	51,54	53,89
9	53,21	43,50	53,61	56,50
10	47,57	57,42	46,71	60,85

Tablo 9.5. Dual polimerize Variolink II, ışıkla polimerize Rely X Veneer ve ışıkla polimerize Variolink II kompozit rezin simanlar ile yapıştırılan 0.7 mm. kalınlığındaki IPS Empress II seramik örneklerin hızlandırılmış yaşlandırma öncesi ve sonrası CIEL*a*b* değerleri ve ΔL*, Δa*, Δb* ve ΔE değerleri

IPS EMPRESS II 0.7 mm Dual Variolink II										
No	L1	L2	a1	a2	b1	b2	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	96,2	95,3	-2,4	-1,3	28,8	27,6	0,9	-1,1	1,2	1,86
2	94,9	93,4	-2,6	-1,9	28,3	27,6	1,5	-0,7	0,7	1,80
3	94,5	93,2	-2,5	-1,5	29,3	29,9	1,3	-1	-0,6	1,75
4	93,7	91,9	-2	-0,8	30,4	30,1	1,8	-1,2	0,3	2,18
5	93,6	93,4	-1,9	-0,4	30	31,2	0,2	-1,5	-1,2	1,93
6	94,4	93,1	-2,5	-1,2	28,5	28,7	1,3	-1,3	-0,2	1,85
7	95,8	95,1	-2,8	-1,5	29,4	30	0,7	-1,3	-0,6	1,59
8	96,4	95,6	-3,3	-2,2	26,3	26,7	0,8	-1,1	-0,4	1,42
9	93,9	92,9	-2,2	-0,2	30	30,1	1	-2	-0,1	2,24
10	94,6	94	-2,4	-1	30,7	31,5	0,6	-1,4	-0,8	1,72

IPS EMPRESS II 0.7 mm Rely X Veneer										
No	L1	L2	a1	a2	b1	b2	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	93	91,7	-2,3	-1,3	28,5	28,1	1,3	-1	0,4	1,69
2	94,3	92,9	-3,8	-2,4	26	25,8	1,4	-1,4	0,2	1,99
3	93,6	92	-2,7	-1,3	28,7	28,7	1,6	-1,4	0	2,13
4	93,6	92,2	-2,4	-1,3	30	29,5	1,4	-1,1	0,5	1,85
5	90	88,4	-1,6	-0,8	31	29,7	1,6	-0,8	1,3	2,21
6	94,6	92,4	-3,2	-1,4	28,2	27,9	2,2	-1,8	0,3	2,86
7	92,8	92,2	-1,7	-0,4	29,5	29,6	0,6	-1,3	-0,1	1,44
8	91,9	91,4	-2	-0,5	29,8	30	0,5	-1,5	-0,2	1,59
9	93,1	92,9	-2,8	-1	27,3	28,2	0,2	-1,8	-0,9	2,02
10	93,1	91,5	-2,4	-1,2	28	27,5	1,6	-1,2	0,5	2,06

IPS EMPRESS II 0.7 mm Işıkla polimerize Variolink II										
No	L1	L2	a1	a2	b1	b2	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	95,4	93,5	-1,5	-0,7	29,8	29,1	1,9	-0,8	0,7	2,18
2	93,5	92,7	-2,3	-1,5	28,9	27,8	0,8	-0,8	1,1	1,58
3	93,5	92,4	-1,5	-0,4	30,5	30,6	1,1	-1,1	-0,1	1,56
4	92,4	90,9	-1,9	-0,4	29,2	30	1,5	-1,5	-0,8	2,27
5	94,9	92,7	-2,1	-1,9	29,2	26,7	2,2	-0,2	2,5	3,34
6	94	93,1	-2,4	-1,5	24,8	27,4	0,9	-0,9	-2,6	2,89
7	95	93,5	-2,1	-1,1	29,4	27,1	1,5	-1	2,3	2,92
8	93,4	92,9	-1,8	-0,9	30,3	30,3	0,5	-0,9	0	1,03
9	96,2	96,2	-2,4	-1,4	29,5	29,6	0	-1	-0,1	1,00
10	95,7	94,2	-2,2	-1,4	29,8	29,5	1,5	-0,8	0,3	1,73

Tablo 9.6. Dual polimerize Variolink II, ışıkla polimerize Rely X Veneer ve ışıkla polimerize Variolink II kompozit rezin simanlar ile yapıştırılan 0.5 mm. kalınlığındaki Empress 2 tam seramik örneklerin hızlandırılmış yaşlandırma öncesi ve sonrası CIEL*a*b* değerleri ve ΔL*, Δa*, Δb* ve ΔE değerleri

IPS EMPRESS II 0.5 mm Dual Variolink II										
No	L1	L2	a1	a2	b1	b2	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	95,8	90,4	-2,7	-1,1	29,1	28,4	5,4	-1,6	0,7	5,68
2	90	94	-4	-1,6	26	27,3	-4	-2,4	-1,3	4,84
3	91,4	94,3	-3,8	-2,2	25,2	25,9	-2,9	-1,6	-0,7	3,39
4	93,3	94,7	-4,3	-2,2	25,9	26,6	-1,4	-2,1	-0,7	2,62
5	91,6	92,7	-5	-2,5	22,8	24,7	-1,1	-2,5	-1,9	3,33
6	95,1	92,3	-3,7	-2	24,9	26,2	2,8	-1,7	-1,3	3,52
7	94,7	94,7	-3,8	-2	24,7	26	0	-1,8	-1,3	2,22
8	93,2	93,3	-3,8	-2	26,7	27,6	-0,1	-1,8	-0,9	2,01
9	94,8	92,6	-3,4	-1,2	27,4	29,4	2,2	-2,2	-2	3,70
10	90,8	92,6	-6	-2,1	24,8	26,3	-1,8	-3,9	-1,5	4,55

IPS EMPRESS II 0.5 mm Rely X Veneer										
No	L1	L2	a1	a2	b1	b2	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	95,8	92,1	-3,5	-2,4	25,3	23,3	3,7	-1,1	2	4,35
2	90	88	-2,4	-0,6	30,6	29,7	2	-1,8	0,9	2,84
3	91,4	92,3	-4,2	-2,1	26,4	26,7	-0,9	-2,1	-0,3	2,30
4	93,3	90,1	-2,6	-1,1	26,9	27,3	3,2	-1,5	-0,4	3,56
5	91,6	88	-2,9	-2,3	28,1	25,9	3,6	-0,6	2,2	4,26
6	95,1	93,5	-3,2	-1,7	28,2	28,3	1,6	-1,5	-0,1	2,20
7	94,7	93	-4,1	-2,6	23,7	24,8	1,7	-1,5	-1,1	2,52
8	93,2	92	-3,3	-1,9	26,7	26,7	1,2	-1,4	0	1,84
9	94,8	91,3	-3,1	-1,6	26,8	25,6	3,5	-1,5	1,2	3,99
10	90,8	90,1	-2,8	-1,3	28,2	27,5	0,7	-1,5	0,7	1,80

IPS EMPRESS II 0.5 mm Işıkla polimerize Variolink II										
No	L1	L2	a1	a2	b1	b2	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	96,5	95,2	-3,1	-2	27,3	26,9	1,3	-1,1	0,4	1,75
2	95,8	94,1	-2,8	-2,1	27,6	27	1,7	-0,7	0,6	1,93
3	96	94,5	-3,5	-2,5	26,8	26,5	1,5	-1	0,3	1,83
4	95,1	93,6	-2,8	-2,5	26,3	23,8	1,5	-0,3	2,5	2,93
5	95,1	93,8	-2,7	-2,1	29,1	28,8	1,3	-0,6	0,3	1,46
6	96,7	95,5	-4	-2,9	24,1	24,2	1,2	-1,1	-0,1	1,63
7	95,8	93	-2,7	-2,2	28,2	26,5	2,8	-0,5	1,7	3,31
8	96,8	94,2	-3,2	-3	26	28,8	2,6	-0,2	-2,8	3,83
9	97,6	96,1	-3,5	-2,3	23	22,8	1,5	-1,2	0,2	1,93
10	95,5	94,3	-2,6	-1,8	28,1	27,3	1,2	-0,8	0,8	1,65

Tablo 9.7. Dual polimerize Variolink II, ışıkla polimerize Rely X Veneer ve ışıkla polimerize Variolink II kompozit rezin simanlar ile yapıştırılan 0.7 mm. kalınlığındaki VitaBlok Mark II tam seramik örneklerin hızlandırılmış yaşlandırma öncesi ve sonrası CIEL*a*b* değerleri ve ΔL*, Δa*, Δb* ve ΔE değerleri

Vitablok Mark II 0.7 mm Dual Variolink II										
No	L1	L2	a1	a2	b1	b2	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	98,1	99,1	-2,4	-2,6	16,6	20,1	-1	0,2	-3,5	3,65
2	97,8	98,9	-1,2	-2,4	17	20,4	-1,1	1,2	-3,4	3,77
3	98	97,6	-1,1	-2	18,2	22,6	0,4	0,9	-4,4	4,51
4	98,2	96,2	-1,5	-2,7	17	19,6	2	1,2	-2,6	3,49
5	99,4	97,5	-1,7	-2,4	17,9	22,1	1,9	0,7	-4,2	4,66
6	97,9	97,9	-1,6	-2,4	15	19,6	0	0,8	-4,6	4,67
7	98,2	96,2	-2	-2,8	17,5	21	2	0,8	-3,5	4,11
8	97,8	97	-1,9	-2,9	17,2	21,5	0,8	1	-4,3	4,49
9	97,9	97,2	-2	-2,6	16,3	21,7	0,7	0,6	-5,4	5,48
10	96,4	97,4	-2,5	-2,5	15,7	19,5	-1	0	-3,8	3,93

Vitablok Mark II 0.7 mm Rely X Veneer										
No	L1	L2	a1	a2	b1	b2	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	95,8	97,4	-1,8	-1,5	16,2	19,2	-1,6	-0,3	-3	3,41
2	96,1	98,2	-2,1	-1,8	17,6	18,8	-2,1	-0,3	-1,2	2,44
3	96,9	98,4	-2,1	-1,9	15,7	19,3	-1,5	-0,2	-3,6	3,91
4	97,6	97,8	-1,9	-1,8	16,5	19,7	-0,2	-0,1	-3,2	3,21
5	98,4	99,1	-1,5	-1,7	17,2	19,2	-0,7	0,2	-2	2,13
6	97,6	98,7	-1,6	-1,1	17,2	19,9	-1,1	-0,5	-2,7	2,96
7	97,2	97,8	-1,8	-1,8	17	19,2	-0,6	0	-2,2	2,28
8	98,3	97,9	-1,4	-1,6	17,4	18,8	0,4	0,2	-1,4	1,47
9	97,6	97,1	-1,4	-1,6	16,8	19,3	0,5	0,2	-2,5	2,56
10	97,2	97	-1,5	-1,7	17,4	18,9	0,2	0,2	-1,5	1,53

Vitablok Mark II 0.7 mm Işıkla polimerize Variolink II										
No	L1	L2	a1	a2	b1	b2	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	96,4	96,8	-1,8	-2,5	16,9	21	-0,4	0,7	-4,1	4,18
2	97	99,1	-2,1	-2,5	15,1	21,7	-2,1	0,4	-6,6	6,94
3	98,7	98,6	-1,3	-2,6	16,8	22,2	0,1	1,3	-5,4	5,56
4	99,8	99,5	-1,9	-2,8	17,4	22,5	0,3	0,9	-5,1	5,19
5	96,1	96,2	-1,9	-2,6	15,7	20,7	-0,1	0,7	-5	5,05
6	98,5	98	-1,9	-2,5	17,4	22	0,5	0,6	-4,6	4,67
7	97,4	98,6	-1,9	-2,5	17,2	21,9	-1,2	0,6	-4,7	4,89
8	97,3	98,2	-1,8	-2,3	17,6	22,3	-0,9	0,5	-4,7	4,81
9	99,1	99,7	-1,9	-2,8	17,5	22,6	-0,6	0,9	-5,1	5,21
10	99,2	99,2	-1,8	-2,6	17,4	22,6	0	0,8	-5,2	5,26

Tablo 9.8. Dual polimerize Variolink II, ışıkla polimerize Rely X Veneer ve ışıkla polimerize Variolink II kompozit rezin simanlar ile yapıştırılan 0.5 mm. kalınlığındaki VitaBlok Mark II tam seramik örneklerin hızlandırılmış yaşlandırma öncesi ve sonrası CIEL*a*b* değerleri ve ΔL*, Δa*, Δb* ve ΔE değerleri

Vitablok Mark II 0.5 mm Dual Variolink II										
No	L1	L2	a1	a2	b1	b2	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	98,9	97	-2	-2,6	17,4	23,6	1,9	0,6	-6,2	6,51
2	99,7	99,6	-2,3	-2,4	17,5	26,1	0,1	0,1	-8,6	8,60
3	95,2	96,6	-1,9	-1,6	17,2	25,2	-1,4	-0,3	-8	8,13
4	96,3	95,7	-2	-2,1	17,8	24,4	0,6	0,1	-6,6	6,63
5	97,5	96,6	-2	-2,5	19,1	25,3	0,9	0,5	-6,2	6,28
6	97	96,9	-2,5	-2,9	16,7	23,1	0,1	0,4	-6,4	6,41
7	97,5	96,8	-2,3	-2,9	18	24,1	0,7	0,6	-6,1	6,17
8	96,9	96,7	-2,4	-2,6	17,9	25,6	0,2	0,2	-7,7	7,71
9	97,6	97	-2,3	-2,5	17,1	23,2	0,6	0,2	-6,1	6,13
10	97	98,6	-2,3	-3	16,7	22,5	-1,6	0,7	-5,8	6,06

Vitablok Mark II 0.5 mm Rely X Veneer										
No	L1	L2	a1	a2	b1	b2	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	97,7	97,4	-1,5	-1,6	17,3	19,6	0,3	0,1	-2,3	2,32
2	97,3	97,9	-1,5	-1,7	16,6	19,4	-0,6	0,2	-2,8	2,87
3	96,5	97,6	-1,8	-1,8	17,1	16,4	-1,1	0	0,7	1,30
4	97,3	98,3	-2	-2	17,6	20,1	-1	0	-2,5	2,69
5	96,8	97,2	-1,4	-2	17,7	19,1	-0,4	0,6	-1,4	1,57
6	96,8	97,6	-2	-2,2	16,2	19,6	-0,8	0,2	-3,4	3,50
7	96,9	99,1	-1,8	-1,7	16,7	17,2	-2,2	-0,1	-0,5	2,26
8	95,4	97,2	-1,9	-2,3	16,1	19,8	-1,8	0,4	-3,7	4,13
9	97,1	97,2	-2	-2,2	17	19,6	-0,1	0,2	-2,6	2,61
10	95,9	97,4	-1,8	-2,1	17,8	20,6	-1,5	0,3	-2,8	3,19

Vitablok Mark II 0.5 mm Işıkla polimerize Variolink II										
No	L1	L2	a1	a2	b1	b2	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	98,6	98,1	-1,6	-2,9	16,3	22,4	0,5	1,3	-6,1	6,26
2	98,5	97,8	-2,2	-3,1	16,3	22,9	0,7	0,9	-6,6	6,70
3	97,3	95,2	-1,7	-3	15,9	21,2	2,1	1,3	-5,3	5,85
4	97,9	97,1	-2,4	-2,9	15,8	21,9	0,8	0,5	-6,1	6,17
5	97,7	97,8	-2,4	-3,1	15,3	21,8	-0,1	0,7	-6,5	6,54
6	96,5	97,6	-2,7	-2,9	16,5	24,7	-1,1	0,2	-8,2	8,28
7	98,5	99,1	-2,3	-3	15,3	22,8	-0,6	0,7	-7,5	7,56
8	97,9	98,1	-2,6	-3,1	16	23	-0,2	0,5	-7	7,02
9	99,1	98,8	-2,3	-2,9	16,9	22	0,3	0,6	-5,1	5,14
10	97,6	97,9	-2,3	-3,1	15,2	22,4	-0,3	0,8	-7,2	7,25

Tablo 9.9. Dual polimerize Variolink II, ışıkla polimerize Rely X Veneer ve ışıkla polimerize Variolink II kompozit rezin simanlar ile yapıştırılan 0.7 mm. kalınlığındaki Vitadur Alpha tam seramik örneklerin hızlandırılmış yaşlandırma öncesi ve sonrası CIEL*a*b* değerleri ve ΔL*, Δa*, Δb* ve ΔE değerleri

Vitadur Alpha 0.7 mm Dual Variolink II										
No	L1	L2	a1	a2	b1	b2	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	96,5	96,1	-1,6	-0,9	25,8	29,9	0,4	-0,7	-4,1	4,18
2	96,8	96,3	-1,4	-0,8	25,5	30,2	0,5	-0,6	-4,7	4,76
3	96,3	95,7	-1,6	-0,8	26	30,2	0,6	-0,8	-4,2	4,32
4	88,6	88,5	-2,3	-2,2	22,7	25,3	0,1	-0,1	-2,6	2,60
5	93,1	92,9	-1	-0,4	27,6	31,9	0,2	-0,6	-4,3	4,35
6	95,3	94,3	-1,4	-0,6	27,5	32,4	1	-0,8	-4,9	5,06
7	96,7	96,4	-2	-1,5	24,8	28,7	0,3	-0,5	-3,9	3,94
8	94,3	93	-1	-0,9	27,6	30,9	1,3	-0,1	-3,3	3,55
9	73,8	72,5	-1,4	-0,9	22,8	25,1	1,3	-0,5	-2,3	2,69
10	94,6	93,6	-0,9	-0,7	27,7	30,7	1	-0,2	-3	3,17

Vitadur Alpha 0.7 mm Rely X Veneer										
No	L1	L2	a1	a2	b1	b2	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	92,7	91,7	-1,9	-2,4	23,5	24,3	1	0,5	-0,8	1,37
2	83,7	81,6	-0,7	-1,2	24,6	24,3	2,1	0,5	0,3	2,18
3	93,7	94,3	-0,8	-0,3	25,7	28,3	-0,6	-0,5	-2,6	2,71
4	93,7	94,1	-0,4	-0,2	27,3	28,8	-0,4	-0,2	-1,5	1,57
5	95,2	95,7	-2,1	-1	24,1	26,1	-0,5	-1,1	-2	2,34
6	82,9	82,9	-1,9	-1,8	22,1	23,3	0	-0,1	-1,2	1,20
7	91,3	92,1	-0,7	-0,4	27,2	28,5	-0,8	-0,3	-1,3	1,56
8	94,5	94,4	-2,8	-2,4	23,7	24,9	0,1	-0,4	-1,2	1,27
9	94,4	96,2	-1,7	-1,3	24	26,8	-1,8	-0,4	-2,8	3,35
10	96,4	97,9	-1,3	-0,4	24,2	25,7	-1,5	-0,9	-1,5	2,30

Vitadur Alpha 0.7 mm Işıkla polimerize Variolink II										
No	L1	L2	a1	a2	b1	b2	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	95,8	97	-1,4	-1,6	23,9	28,7	-1,2	0,2	-4,8	4,95
2	95,5	95,2	-1,6	-1,3	25,5	29	0,3	-0,3	-3,5	3,53
3	97,4	96,9	-1,5	-1,9	25,1	29,4	0,5	0,4	-4,3	4,35
4	95,6	96,4	-0,9	-0,9	26,7	30,9	-0,8	0	-4,2	4,28
5	95,5	95,2	-0,9	-0,9	25,9	30,7	0,3	0	-4,8	4,81
6	95,2	96	-1,7	-1,4	24,5	30,5	-0,8	-0,3	-6	6,06
7	94,4	94,8	-0,9	-1	25,9	31,1	-0,4	0,1	-5,2	5,22
8	93,6	94,5	-0,8	-0,6	26,6	31,3	-0,9	-0,2	-4,7	4,79
9	94,4	94	-1,1	-1,3	25,1	29,9	0,4	0,2	-4,8	4,82
10	98	96	-0,8	-1,3	26	29,6	2	0,5	-3,6	4,15

Tablo 9.10. Dual polimerize Variolink II, ışıkla polimerize Rely X Veneer ve ışıkla polimerize Variolink II kompozit rezin simanlar ile yapıştırılan 0.5 mm. kalınlığındaki Vitadur Alpha tam seramik örneklerin hızlandırılmış yaşlandırma öncesi ve sonrası CIEL*a*b* değerleri ve ΔL*, Δa*, Δb* ve ΔE değerleri

Vitadur Alpha 0.5 mm Dual Variolink II										
No	L1	L2	a1	a2	b1	b2	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	96,4	97	-2,2	-1,9	24,5	30,6	-0,6	-0,3	-6,1	6,14
2	95,1	93,4	-1	-0,8	22,8	29,3	1,7	-0,2	-6,5	6,72
3	97,9	97,1	-1,5	-1,7	23,9	28,1	0,8	0,2	-4,2	4,28
4	98,3	96,1	-3,1	-3,2	22,1	27,3	2,2	0,1	-5,2	5,65
5	95,7	95,5	-2,8	-2,8	24,4	28,3	0,2	0	-3,9	3,91
6	96,9	97,4	-1,3	-1,3	22,8	30,2	-0,5	0	-7,4	7,42
7	95,1	95,3	-1,8	-1,3	24,9	30,8	-0,2	-0,5	-5,9	5,92
8	96,7	95,5	-1,8	-1,8	24,1	31,2	1,2	0	-7,1	7,20
9	96,1	96,3	-1,1	-0,9	21,3	27,2	-0,2	-0,2	-5,9	5,91
10	97,9	97,8	-2,2	-1,7	22,4	28,1	0,1	-0,5	-5,7	5,72

Vitadur Alpha 0.5 mm Rely X Veneer										
No	L1	L2	a1	a2	b1	b2	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	94,7	95,2	-3,4	-2,6	20,4	24,3	-0,5	-0,8	-3,9	4,01
2	93,4	95,6	-2,7	-2,1	21,5	26,5	-2,2	-0,6	-5	5,50
3	93,5	94,5	-1,8	-0,7	25,7	29,2	-1	-1,1	-3,5	3,80
4	95,2	95,8	-2,2	-1,7	23,6	26,5	-0,6	-0,5	-2,9	3,00
5	96,6	95,3	-2,7	-2,3	21,7	20	1,3	-0,4	1,7	2,18
6	94,2	92,4	-3,4	-2,9	20,5	20,8	1,8	-0,5	-0,3	1,89
7	94	93,8	-1,2	-1,7	23,3	24,4	0,2	0,5	-1,1	1,22
8	92	92,3	-5,2	-2,5	18	22,9	-0,3	-2,7	-4,9	5,60
9	90,7	92	-2	-1,8	25,5	28,6	-1,3	-0,2	-3,1	3,37
10	95,4	95,3	-2	-1,4	24,9	28,5	0,1	-0,6	-3,6	3,65

Vitadur Alpha 0.5 mm Işıkla polimerize Variolink II										
No	L1	L2	a1	a2	b1	b2	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	97,5	94,1	-1,7	-1,9	24,9	31,3	3,4	0,2	-6,4	7,25
2	98,1	96,6	-1,5	-2,2	24,1	31,5	1,5	0,7	-7,4	7,58
3	95,9	95,9	-1,2	-1,5	26,1	32,3	0	0,3	-6,2	6,21
4	97,4	96,6	-1,5	-1,6	24,5	31	0,8	0,1	-6,5	6,55
5	97,2	97,6	-1,8	-2	24,5	31,2	-0,4	0,2	-6,7	6,71
6	95,9	96,3	-0,6	-1,2	24,6	31,1	-0,4	0,6	-6,5	6,54
7	97	97,5	-1,7	-2	25,6	31,5	-0,5	0,3	-5,9	5,93
8	98,7	97,2	-1,1	-2,1	25,2	31,1	1,5	1	-5,9	6,17
9	97,1	98,2	-1,5	-1,7	25,1	32,5	-1,1	0,2	-7,4	7,48
10	97,5	97,6	-1,9	-2,2	24,8	31,2	-0,1	0,3	-6,4	6,41

Tablo 9.11. Dual polimerize Variolink II, ışıkla polimerize Rely X Veneer ve ışıkla polimerize Variolink II kompozit rezin simanlar ile yapıştırılan 0.7 mm. kalınlığındaki Ceramco 3 tam seramik örneklerin hızlandırılmış yaşlandırma öncesi ve sonrası CIEL*a*b* değerleri ve ΔL*, Δa*, Δb* ve ΔE değerleri

Ceramco 3 0.7 mm Dual Variolink II										
No	L1	L2	a1	a2	b1	b2	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	99,5	98,4	-0,9	-1	24,5	24,7	1,1	0,1	-0,2	1,12
2	98,2	98,3	-1	-0,9	22,8	24,3	-0,1	-0,1	-1,5	1,51
3	97,6	98,1	-1,2	-0,8	23,9	24,5	-0,5	-0,4	-0,6	0,88
4	97,2	97,8	-0,9	-0,9	22,1	23	-0,6	0	-0,9	1,08
5	97,9	98,2	-1	-0,8	24,4	25,8	-0,3	-0,2	-1,4	1,45
6	96,3	96,8	-0,6	-0,3	22,8	24,1	-0,5	-0,3	-1,3	1,42
7	96,7	98,1	-0,8	-0,4	24,9	26,5	-1,4	-0,4	-1,6	2,16
8	97,5	98,9	-1,4	-1	24,1	26	-1,4	-0,4	-1,9	2,39
9	98,3	99,9	-1	-0,7	21,3	23,3	-1,6	-0,3	-2	2,58
10	95,6	95,3	-1,1	-0,7	22,4	23,3	0,3	-0,4	-0,9	1,03

Ceramco 3 0.7 mm Rely X Veneer										
No	L1	L2	a1	a2	b1	b2	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	98	98,4	-0,6	-0,5	21,3	20,7	-0,4	-0,1	0,6	0,73
2	97	98,3	-0,7	0,1	21	21,2	-1,3	-0,8	-0,2	1,54
3	99,1	99,3	-0,9	-0,7	24,2	24	-0,2	-0,2	0,2	0,35
4	97,4	97,1	-0,6	-0,4	21,3	20,9	0,3	-0,2	0,4	0,54
5	94,7	95,2	-0,8	-0,4	23,1	23,5	-0,5	-0,4	-0,4	0,75
6	97,7	98,1	-0,9	-0,8	23,8	23,9	-0,4	-0,1	-0,1	0,42
7	98,4	97,1	-0,6	-0,4	21,5	21,4	1,3	-0,2	0,1	1,32
8	97,7	99,4	-0,7	-0,5	20,6	20,7	-1,7	-0,2	-0,1	1,71
9	98,1	100,3	-1,3	-0,5	21,5	23,1	-2,2	-0,8	-1,6	2,84
10	96,6	98,5	-1,6	-0,6	23,4	24,8	-1,9	-1	-1,4	2,56

Ceramco 3 0.7 mm Işıkla polimerize Variolink II										
No	L1	L2	a1	a2	b1	b2	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	97,7	97,4	-0,4	-0,9	23,7	22,8	0,3	0,5	0,9	1,07
2	98,1	98,9	-0,4	-0,6	22,1	22,7	-0,8	0,2	-0,6	1,02
3	99,7	99,5	-0,7	-1	25	25,9	0,2	0,3	-0,9	0,97
4	97,6	98,4	-0,7	-1,1	25	25,1	-0,8	0,4	-0,1	0,90
5	95,6	96,5	-0,6	-0,4	21,7	22,9	-0,9	-0,2	-1,2	1,51
6	97,2	96,4	-0,1	-0,2	21,6	21,5	0,8	0,1	0,1	0,81
7	98,7	99,3	-0,7	-0,8	25,1	25,2	-0,6	0,1	-0,1	0,62
8	98,5	98,8	-0,7	-1	21,9	22,1	-0,3	0,3	-0,2	0,47
9	99,2	98,6	-0,7	-0,8	21,4	21,7	0,6	0,1	-0,3	0,68
10	99,3	98,6	-0,7	-0,9	21,4	21,9	0,7	0,2	-0,5	0,88

Tablo 9.12. Dual polimerize Variolink II, ışıkla polimerize Rely X Veneer ve ışıkla polimerize Variolink II kompozit rezin ile yapıştırılan 0.5 mm. kalınlığındaki Ceramco 3 tam seramik örneklerin hızlandırılmış yaşlandırma öncesi ve sonrası CIEL*a*b* değerleri ve ΔL*, Δa*, Δb* ve ΔE değerleri

Ceramco 3 0.5 mm Dual Variolink II										
No	L1	L2	a1	a2	b1	b2	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	99,7	99,9	-1,6	-1,3	20,5	22,1	-0,2	-0,3	-1,6	1,64
2	90,2	90,1	-0,9	-0,1	25,2	22,5	0,1	-0,8	2,7	2,82
3	99,8	99,2	-2	-1,3	23,9	25,4	0,6	-0,7	-1,5	1,76
4	85,7	86,5	-1,1	-0,3	22,2	24,3	-0,8	-0,8	-2,1	2,39
5	94,8	94,4	-1,4	-1	26,4	28,1	0,4	-0,4	-1,7	1,79
6	100,2	100,4	-2,6	-1,7	22,2	23,9	-0,2	-0,9	-1,7	1,93
7	98,8	98,7	-2	-1,5	22,9	27,6	0,1	-0,5	-4,7	4,73
8	99,3	98,9	-2,2	-1,6	21,7	23,9	0,4	-0,6	-2,2	2,32
9	99,4	99,4	-1,7	-1,3	24	25,1	0	-0,4	-1,1	1,17
10	94,8	94,5	-1,4	-1,1	26,4	28,1	0,3	-0,3	-1,7	1,75

Ceramco 3 0.5 mm Rely X Veneer										
No	L1	L2	a1	a2	b1	b2	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	98,8	98,6	-0,9	-0,9	23,3	23,5	0,2	0	-0,2	0,28
2	97	96	-1	-1	23,4	23,5	1	0	-0,1	1,00
3	98,5	97,6	-1,4	-1,4	22,8	22,2	0,9	0	0,6	1,08
4	97,3	96,9	-1,3	-1,4	19,8	20,9	0,4	0,1	-1,1	1,17
5	97,7	96,6	-1,7	-1,8	23,2	23	1,1	0,1	0,2	1,12
6	98,1	99,3	-1,6	-1,3	21,6	22,7	-1,2	-0,3	-1,1	1,66
7	96,7	97,4	-0,9	-0,7	19,7	20,8	-0,7	-0,2	-1,1	1,32
8	98,9	98,4	-1,9	-1,3	23,3	23,2	0,5	-0,6	0,1	0,79
9	97	97,4	-1,2	-1	20,2	20,3	-0,4	-0,2	-0,1	0,46
10	97,5	98,8	-1,5	-0,8	20,8	22,1	-1,3	-0,7	-1,3	1,97

Ceramco 3 0.5 mm Işıkla polimerize Variolink II										
No	L1	L2	a1	a2	b1	b2	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	96,3	96,7	-1,2	-0,7	21,5	22,8	-0,4	-0,5	-1,3	1,45
2	98	99,5	-2,1	-1,8	20,5	22,2	-1,5	-0,3	-1,7	2,29
3	98,4	98	-1,8	-1,6	22,4	23	0,4	-0,2	-0,6	0,75
4	98,2	99,1	-1,6	-1,6	20,5	22,4	-0,9	0	-1,9	2,10
5	99,3	98,9	-1,3	-1,8	23,3	23,7	0,4	0,5	-0,4	0,75
6	100,4	100,8	-1,5	-1,2	21,2	21,5	-0,4	-0,3	-0,3	0,58
7	99,2	98,8	-1,8	-1,8	21,3	22,6	0,4	0	-1,3	1,36
8	100,8	101,1	-1,4	-0,8	23,4	26	-0,3	-0,6	-2,6	2,69
9	99,3	99,4	-1,2	-1,9	23,3	23,2	-0,1	0,7	0,1	0,71
10	99	99	-1	-1,3	21,2	21,4	0	0,3	-0,2	0,36

9. ÖZGEÇMİŞ

1974 Konya doğumludur. İlk, orta ve lise öğrenimini Konya'da tamamladıktan sonra, 1993 yılında girdiği Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nden 1999 yılında mezun oldu. 2001 yılı güz döneminde Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladı. Halen eğitimine devam etmektedir. Yabancı dili İngilizce'dir

10. TEŞEKKÜR

İstatistik konusunda yardımlarından dolayı Sayın Doç. Dr. Ali Murat SÜNBÜL'e, örnek aldığım Dr. Murat Memikoğlu'na ve örnek olduğum Dt. Gökhan Şahin'e, doktora eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen, Anabilim Dalımız değerli öğretim üyelerine, doktora eğitimim süresince emeği ve katkısından dolayı Doç. Dr. Aslıhan Üşümez'e ve Doç. Dr. Nilgün Öztürk'e, her zaman yanımda olan anneme, babama, eşime ve varlığı ile bana güç veren Nehir'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.