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

İNLEY DESTEKLİ SABİT PARSİYEL PROTEZLERİN KIRILMA DAYANIMLARININ İNCELENMESİ

DOKTORA TEZİ

Serkan SARIDAĞ

Danışman
Yrd.Doç.Dr. Atilla Gökhan ÖZYEŞİL

KONYA-2007

İÇİNDEKİLER

1. GİRİŞ.....1-2

2. LİTERATÜR BİLGİ.....3-43

2.1. İnleyler.....3

2.1.1. İnleylerin tarihçesi.....3-4

2.1.2. Kompozit inleyler.....4-6

2.1.3. Seramik inleyler.....6

2.1.4. İnleylerin endikasyon ve kontrendikasyonları.....6-7

2.2. İnley Destekli Sabit Parsiyel Protezler.....7-8

2.2.1 Sabit parsiyel protezlerde adeziv tekniklerin gelişimi.....8-9

2.2.2. İnley destekli sabit parsiyel protezlerde konservatif yaklaşımlar ve avantajları.....9-11

2.2.3. İnley destekli sabit parsiyel protezlerin endikasyon ve kontrendikasyonları.....11-12

2.2.4. İnley destekli sabit parsiyel protezlerin başarısına etki eden faktörler.....12-13

2.2.5. İnley destekli sabit parsiyel protezlerin yapımında kullanılan materyaller.....14

2.2.5.1. Metal Destekli Dental Seramikler.....14

2.2.5.1.A. Döküm metal alaşım üzerine bitirilenler.....14-15

2.2.5.1.B. Platin veya altın yaprak üzerine bitirilenler.....15-16

2.2.5.2. Tam Seramikler.....16

2.2.5.2.A. Basınç altında ve enjeksiyonla şekillendirilmiş seramikler.....16

2.2.5.2.A.A. Cerestore.....16-17

2.2.5.2.A.B. IPS Empress.....17-18

2.2.5.2.A.C. IPS Empress 2.....18

2.2.5.2.A.D. IPS e.max Press.....19-20

2.2.5.2.B. Alumina ile güçlendirilmiş seramikler.....20

2.2.5.2.B.A. Hi-Ceram.....20

2.2.5.2.B.B. In-Ceram.....21-22

2.2.5.2.C. Zirkonya ile güçlendirilmiş seramikler.....22-25

2.2.5.2.D. Bilgisayar yardımı ile yapılan dental seramikler.....25-27

2.2.5.2.E. Anolog kopya freze tekniği ile yapılan dental seramikler.....27-30

2.2.5.3. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitler.....30-31

2.2.5.3.A. Dişhekimliğinde kullanılan fiber tipleri.....31

2.2.5.3.A.A. Karbon fiberler.....31-32

2.2.5.3.A.B. Aramid fiberler.....32

2.2.5.3.A.C. Polietilen fiberler.....32-33

2.2.5.3.A.D. Cam fiberler.....33-35

2.2.5.3.B. Kompozit Sistemleri.....35-37

2.2.5.3.C. Seromerler.....37-39

2.2.5.3.D. Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin kullanım alanlarına göre sınıflandırılması.....40

2.2.5.3.E. Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin endikasyon ve kontrendikasyonları.....40-41

2.2.5.4. Rezin Simanlar.....41-42

2.2.5.4.A. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar.....42

2.2.5.4.B. Işık ile polimerize olan rezin simanlar.....42-43

2.2.5.4.C. Kimyasal ve ışık ile polimerize olan rezin simanlar.....43

3. MATERYAL ve METOT.....44-69

3.1. Doğal Dişlerin Toplanması.....44

3.2. Yapay Periodontal Ligament Hazırlanması.....44-46

3.3. Akrilik Kaidenin Hazırlanması.....46-47

3.4. Periotest Ölçümlerinin Yapılması.....47-48

3.5. Kavite Preparasyonlarının Hazırlanması.....48-49

3.6. Ölçü İşlemi ve Model Elde Edilmesi.....49

3.7. Restorasyonların Yapımı.....49-51

3.7.1. Metal destekli seramik örneklerin hazırlanması.....51-53

3.7.2. IPS Empress 2 örneklerin hazırlanması.....53-56

3.7.3. IPS e.max Press örneklerin hazırlanması.....56-59

3.7.4. ZirkonZahn örneklerin hazırlanması.....59-61

3.7.5 Adora-Vectris örneklerin hazırlanması.....61-63

3.7.6 .EverStick-Solidex örneklerin hazırlanması.....63-65

3.8. Restorasyonların Simantasyonu.....65

3.8.1. Diş yüzeyine yapılan hazırlıklar.....65-66

3.8.2. Restorasyon yüzeylerine yapılan hazırlıklar.....66-67

3.9 Termosiklus Uygulaması.....67

3.10. Kırılma Dayanımı Testi.....68

3.11. Kırık Tiplerinin İncelenmesi.....69

3.12. İstatistiksel Değerlendirme.....69

4.BULGULAR.....70-77

4.1.Kırılma Dayanımı Bulguları.....70-71

4.2.Uzama Bulguları.....72-73

4.3. Kırık Tiplerinin İncelenmesi.....74

4.3.1. Metal seramik restorasyonların incelenmesi.....74

4.3.2. ZirkonZahn restorasyonların incelenmesi.....75

4.3.3. IPS Empress 2 restorasyonların incelenmesi.....75

4.3.4. IPS e.max Press restorasyonların incelenmesi.....76

4.3.5. Adora-Vectris restorasyonların incelenmesi.....76

4.3.6. Everstick-Solidex restorasyonların incelenmesi.....77

5. TARTIŞMA ve SONUÇ.....78-96

6. ÖZET.....97-98

7. SUMMARY.....99-100

8. KAYNAKLAR.....101-121

9. ÖZGEÇMİŞ.....122

10. TEŞEKKÜR.....123

TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1.IPS-Empress, IPS-Empress 2 ve IPS e.max Press ingotların standart kompozisyonları 20

Tablo.2.2.Üretim teknolojilerine göre zirkon alt yapıların sınıflandırması.....25

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan restoratif materyaller.....50

Tablo 3.2 Metal-seramik restorasyonların fırınlanmasında takip edilen sıcaklık ve süre çizelgesi.....52

Tablo 3.3 IPS Empress 2 restorasyonların fırınlanmasında takip edilen sıcaklık ve süre çizelgesi.....55

Tablo 3.3 IPS e.max Press restorasyonların fırınlanmasında takip edilen sıcaklık ve süre çizelgesi.....58

Tablo 4.1. Kırılma dayanıklılığı testi sonuçlarının grup ortalamaları, ± standart sapmaları ve min.-mak. değerleri.....70

Tablo 4.2. Mann-Whitney-U testi ve Kruskal Wallis testi tablosu.....71

Tablo 4.3. Uzama miktarı sonuçlarının grup ortalamaları, ± standart sapmaları ve min.-mak. değerleri.....72

Tablo 4.4. Mann-Whitney-U testi ve Kruskal Wallis testi tablosu.....73

Tablo 4.5. Kırık hattının lokalizasyonuna göre başarısızlık tiplerinin sınıflandırılması.....74

RESİM LİSTESİ

Resim 3.1 Kök yüzeyleri temizlenmiş dişler.....45

Resim 3.2 Mum eritme cihazı ve daldırma mumu.....45

Resim 3.3 Dişlerin mum eritme cihazına daldırması.....46

Resim 3.4 Mumla kaplanmış kök yüzeyleri.....46

Resim 3.5 Aljinat ölçü ve polieter uygulanması.....46

Resim 3.6 Yapay periodontal ligament.....46

Resim 3.7 Dişlerin sabitlenmesi.....47

Resim 3.8 Sirkolant mumu ve silikon kalıp.....47

Resim 3.9 Periotest cihazı.....48

Resim 3.10 İnley preparasyon seti.....48

Resim 3.11 Paralelometre.....48

Resim 3.12 .İnley kavite preparasyonları.....49

Resim 3.13 Ölçü işlemi.....49

Resim 3.14 Kavite lakı uygulanmış alçı modeller.....53

Resim 3.15 Alt yapı modelajı.....53

Resim 3.16. Metal alt yapı.....53

Resim 3.17.Metal destekli seramik örnek.....53

Resim 3.18. EP 600 döküm fırını.....56

Resim 3.19 Tesviye öncesi IPS Empress 2 altyapı.....56

Resim 3.20 Tesviye sonrası IPS Empress 2 altyapı.....56

Resim 3.21 Empress 2 altyapılı seramik örnek.....56

Resim 3.22 IPS e.max Press alt yapı.....58

Resim 3.23 IPS e.max Press alt yapılı seramik örnek.....58

Resim 3.24 Kopya freze makinesi.....60

Resim 3.25 Taranmış ve kazınmış altyapılar.....60

Resim 3.26 Kurutma işlemi.....60

Resim 3 .27 Sinterleme Fırını.....60

Resim 3.28 Zirkon altyapı.....61

Resim 3.29 Zirkon alt yapılı seramik restorasyon.....61

Resim 3.30 Silikon ölçü maddesi ve sicim mumu.....62

Resim 3 31 Vakumlu ışık cihazı içindeki fiber altyapı.....62

Resim 3.32 Vakumlu ışık cihazı.....62

Resim 3 33 Polimerizasyon sonrası fiber alt yapı.....62

Resim 3.34 Işık cihazı.....63

Resim 3 35 İnsizal seromeri.....63

Resim 3.36 Isı ve Işık cihazı.....63

Resim 3.37 Isı ve ışık cihazı içerisinde polimerizasyon işlemi.....63

Resim 3.38 Fiber alt yapının kavitelere yerleştirilmesi.....64

Resim 3.39 Polimerizasyon sonrası fiber alt yapı.....64

Resim 3.40 .Seromer uygulaması.....65

Resim 3.41 Yüzey boyama işlemi.....65

Resim 3.42 Isı ve ışık cihazı.....65

Resim 3.43 Polimerizasyon sonrası fiber altyapılı seromer.....65

Resim 3.44.Simantasyon sonrası tüm örnekler.....67

Resim 3.45 Üniversal test cihazı.....68

Resim 3.46 Yük uygulanması.....68

Resim3.47 Steromikroskop altında örneklerin incelenmesi.....69

Resim 4.1 Konnektör eğilmesi ve adeziv başarısızlık.....74

Resim 4.2 Destek diş ve konnektör başarısızlığı.....74

Resim 4.3. Konnektör başarısızlığı.....75

Resim 4.4. Destek diş ve konnektör başarısızlığı.....75

Resim 4.5.Gövde ve konnektör kırığı.....75

Resim 4.6. Mezial ve distal konnektör kırığı.....75

Resim 4.7.Gövde kırığı.....76

Resim 4.8. Gövde ve konnektör kırığı.....76

Resim 4.9.Gövde kırığı.....76

Resim 4.10. Fiber alt yapıyıda içeren gövde kırığı.....76

Resim 4.11.Gövde kırığı.....77

Resim 4.12. Gövde kırığı.....77

GRAFİK LİSTESİ

Grafik 4.1. Kırılma dayanımı testinden elde edilen değerlerin grup ortalamaları ve standart sapmaları.....70

Grafik 4.2. Kırılma dayanımı testinden elde edilen uzama değerlerinin grup ortalamaları ve standart sapmaları.....72

1-GİRİŞ

Geçmişten günümüze koruyucu ve restoratif dişhekimliğinin temel işlevi dokuların devamlılığı ve bütünlüğünün korunması ile herhangi bir nedenle kaybedilmiş olan fonksiyon, fonasyon ve estetiğin iade edilmesi olmuştur. Günümüz sabit protez uygulamalarında restorasyonların doğal diş ile aynı renkte yapılması, mekanik açıdan güçlendirilmeleri ve destek alınan dişlerden en az seviyede madde kaybı olması yönünde çalışmalar vardır.

Posterior bölgedeki dişlerde rastlanılan defektler genellikle çürük sonucu oluşan az yada çok madde kayıplarını, travma sonucu oluşan kırıkları, estetik ve hijyenik olmayan dolguları, hipoplazileri, diş çekimleri neticesinde oluşan diş eksikliklerini içerebilir. Dişhekimliğinde bu defektlerin restorasyonlarında kullanılacak restoratif materyallerin seçiminde malzemenin fiziksel, kimyasal ve biyolojik özellikleri en önemli kriterler olup, bunların diş yapısının özelliklerine yakın oluşu klinik uygulamalardaki başarılarını etkilemektedir. Ayrıca, çiğneme yükünü büyük oranda üstlenen posterior dişlerin restorasyonunda kullanılan materyallerin ağızdaki kalıcılığı ve başarısında çiğneme kuvvetlerine karşı koyabilecek dayanıklılığa sahip olması da önemli rol oynar.

Diş eksikliklerinin tedavisinde uzun yıllar metal destekli seramik restorasyonlar en çok tercih edilen tedavi seçeneği olarak kullanılmışlardır. Metal destekli seramik restorasyonlar; diş eksikliklerinde uygun retansiyon ve stabilite göstermelerine rağmen metal alt yapılı restorasyonların estetik beklentileri tam olarak karşılamamaları, korozyona uğramaları, metal marjinal kenarların özellikle ve sıklıkla subgingival restorasyonlarda gingival dokuları olumsuz yönde etkilemeleri, alerjik ve toksik olmaları, destek dişlerde preparasyon ve neticesinde madde kaybı meydana getirmeleri nedeni ile alternatif tedavi seçeneklerinin geliştirilmesi gereklilik kazanmıştır.

Son zamanlarda, gerek materyaller gerekse yapıştırma tekniklerinde meydana gelen gelişmeler tam seramik ve fiber ile güçlendirilmiş seromer materyallerinin posterior dişlerde kullanımına geniş ölçüde olanak sağlamıştır. Bu gelişim sayesinde tek diş eksikliklerinde inley destekli parsiyel sabit protezler modern dişhekimliğinde konservatif bir tedavi yöntemi olarak ortaya çıkmaktadır.

Bu çalışmanın amacı; posterior bölgede en çok kaybedilen mandibular birinci molar diş eksikliklerinde metal-seramik, tam seramik ve fiber ile güçlendirilmiş seromer materyalleri ile yapılan inley destekli sabit parsiyel protezlerin kırılma dayanımlarını in-vitro koşullarda karşılaştırmalı olarak incelemektir.

2-LİTERATÜR BİLGİ

2.1.İnleyler

İnleyler, dişte kavite hazırlandıktan sonra kaide maddesinin üzerine uygulanan restorasyonlardan farklı olarak, kaviteye izolasyon yapıldıktan sonra direkt olarak veya model üzerinde indirekt olarak hazırlanan, kaviteye girip çıkabilen ve yapıştırıcı olarak kullanılan yardımcı maddelerle kaviteye yerleştirilen restorasyonlardır (The Academy of Prosthodontics 1999, Blatz 2002).

2.1.1.İnleylerin tarihçesi

Dişhekimliğinde inley kullanımına ait ilk bulgular M.Ö 600'lü yıllara dayanmaktadır. Bu tarihe ait Peru'da bulunan iskeletlerde altın ve kıymetli taşlardan yapılmış inley dolgulara rastlandığı bildirilmektedir (Piddock ve Qualtrough 1990).

Seramik inley tekniği ilk defa 1862'de geliştirilmiştir. Ancak yıllar boyunca diş hekimlerinin bu tekniğe olan ilgisi dalgalanmalar göstermiştir. Seramik fırınlarında ve tozlarındaki gelişmeler ile birlikte 1871'de Fletcher isimli araştırmacı silikat simanları bulmuş, 1886'da Land platin folyoyu, direkt olarak inley kavitesine yerleştirmiş ve seramiği bunun üzerinde fırınlamıştır. Bu teknikte büzülmenin dengelenmesi için, ikinci kez fırınlamada seramik eklenmesi mümkün olmuştur (Qualtrough ve ark 1990, Karakaya ve Özer 2000).

Metal inleylerin, ilk olarak altın madeni kullanılarak 1897 yılında Phill Brook'un geliştirdiği ve 1907 yılında Taggert tarafından ilk defa rövetmana alınıp döküm sistemiyle hazırlandığı bildirilmektedir. Metal inley yapımında genellikle altın yada altın-platin alaşımı tercih edilmiştir (Studer ve ark 2000).

1913 yılında Jankins, 'Dental Cosmos' adlı kitabında seramik inleylerin diş yapısını koruması ve diş yapısına benzer termal özellikleri gibi yüksek avantajlarından ilk kez söz etmiştir (Jones 1985).

1930'larda birçok araştırmacı seramik inley yapımında kavite ölçüsü üzerinde kullanılan platin folyoyu elimine ederek, seramiği direkt rövetman model üzerinde pişirme yöntemleri geliştirmişlerdir. 1955'de Buonocore'un 'asit-etch' tekniğini geliştirmesi, elastomerik ölçü maddeleri ve cam iyonomer simanlar gibi yeniliklerin hepsi seramik inleylerin popülaritesini olumlu yönde etkilemiştir (Qualtrough ve ark 1990).

19. yüzyılın ortalarında kompozit rezinlerin gelişmesi ile metal inleylere karşı olan ilgi azalmıştır. Bowen tarafından geliştirilen kompozit rezin inleyler posterior dişlerin restorasyonlarında kullanılmış ancak ilk denemelerde başarılı olamamıştır. Bununla birlikte dentin bağlantı sistemlerinin gelişmesiyle kompozit inleylerin arka grup dişlerde indirekt yada direkt metodla kullanımının artması kaçınılmaz olmuştur (Kaytan 2002). 60'lı yıllarda değişik refraktör revetman daylar üzerinde direkt olarak pişirilen seramik inleylerin döküm inleylerden marjinal ve internal uyumu açısından daha iyi olduğu görülmüş; 80 'li yıllarda başlayan dişhekimliği teknolojisindeki yeni gelişmeler ve toplumun alerjik, toksik maddelere karşı bilinçlenmesi seramik inleyleri yeniden gündeme getirmiş; çabuk ve kolay uygulanabilir seramik inley sistemleri gelişimi hız kazanmıştır (Pröbster 1997, Önal 2002).

2.1.2.Kompozit inleyler

Kompozit inley sistemleri yapım tekniğine göre direkt veya indirekt olarak sınıflandırılabilir. Direkt yöntemde izole edilmiş kavite üzerinde bir yada iki kompozit tabakası uygulanarak hazırlanan inley, ağızda polimerize edilir ve kaviteden çıkartıldıktan sonra özel bir polimerizasyon ünitesinde ısı ve ışık uygulanarak polimerizasyon tamamlanır. Bu işlemler sırasında inley kavitelerinin iç açılarının yeterli olması ve andırkat içermemesi

çok önemlidir. Direkt yöntemde uygulanan kompozitin %3'lük polimerizasyon büzülmesi göstermesi, aşınmaya karşı direncinin düşük olması, termal genleşme katsayısının yüksek olması ve dişte işlem sonrasında hassasiyet oluşturması nedeni ile indirekt yöntemler daha avantajlıdır (Burke ve Qualtrough 1993, Christensen 1997).

İndirekt yöntemde inleyler ağız dışında model üzerinde hazırlanırlar. Restorasyonun ağız dışında hazırlanması estetiğin ve anatominin daha iyi oluşturulmasına imkan tanır. Polimerizasyon büzülmesi ağız dışında tamamlanır ve inleylerde basınç, ışık ve/veya ısı yardımıyla ilave polimerizasyon sağlanabilir (Blatz 2002).

Mormann, Touati ve Pissis tarafından 1980'li yıllarda geliştirilen indirekt inley tekniği 'kompozit inleylerin ilk jenerasyonu' olarak adlandırılmıştır. Bu tip restorasyonların avantajları; kolay uygulanmaları, estetik görünümlü olmaları, dişleri aşındırmamaları, okluzal anatomilerinin ideal formda işlenebilmesi, kenar uyumlarının yeterli ve proksimal kontaklarının uygun olmasıdır. Ancak, okluzal aşınma ve renklenme gibi birtakım dezavantajlara sahiptirler. Ağır okluzal stresler ve gerilme kuvvetlerine karşı dayanıklı olmadıklarından, marjinal sırt, kasp ve birleşim yerlerinde sıklıkla kırıklar gözlenmiştir (Truskowsky 1997).

Touati, ikinci jenerasyon kompozitler veya seromer olarak adlandırılan, % 75-80 oranında inorganik doldurucu içeren materyali geliştirmiştir. Uygulanması kolay olan bu materyal, yüksek gerilme dayanımı, elastisite modülü ve kırılma direncine sahiptir. Ayrıca, prova safhasında sorun çıkma olasılığının az ve simantasyon sonrasındaki bitirme işlemlerinin kolay olduğu belirtilmiştir. Organik matriks, rezin materyalin uygulanmasını kolaylaştırırken yüksek orandaki doldurucu içeriği seramiğe benzer estetik özellikler sağlar. Monomerlerin polimerizasyonu ile matriks oluşur ve doldurucu partiküller silan yardımıyla matrikse

kimyasal olarak bağlanır. Karşıt dişleri aşındırmaması için mine ile aynı sertlikte üretilmiştir (Truskowsky 1997, Krejci ve ark 1998, Koczarski 1998, Behr ve ark 1999).

2.1.3. Seramik inleyler

Seramik materyalinin fiziksel özelliklerinin ve dişe bağlanma dirençlerinin artması, posterior dişlerde inley restorasyonların başarı ile kullanılmasına olanak sağlamıştır. Mine ve dentin dokusuna benzer termal ekspansiyon katsayısına sahip olmaları ve biyouyumluluklarından dolayı, inley restorasyon uygulamaları için ideal restoratif materyal olarak kabul edilmektedirler (Blatz 2002, Öztürk ve ark 2003).

Seramiğin kırılgan bir materyal olduğu göz önünde bulundurulduğunda yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalan bölgelerde oluşacak streslerin azaltılması için kavite preparasyonlarında bir takım kriterler yerine getirilmelidir. Kavite preparasyonlarındaki ideal yaklaşım yuvarlatılmış 'shoulder' dizaynı ile hazırlanmış iç ve dış duvarlar ve yuvarlatılmış 'shoulder' basamak ve marjin dizaynının uygulanmasıdır (Blatz 2002).

Seramik inley restorasyonlar, optimal estetik, biyouyumluluk ve uzun ömürlülük sunarlar. Adeziv bağlantı ve rezin kompozitlerin tanıtılması ve simantasyonda kullanılması ile birlikte klinik başarı ve kırılma dirençleri önemli derecede artmıştır (Blatz 2002).

2.1.4. İnleylerin endikasyon ve kontrendikasyonları

Endikasyonları;

1. İyi oral hijyene sahip hastalar,

2. Adeziv bağlantı için yeterli diş yapısının bulunduğu durumlar,

3. Kalan diş yapısının güçlendirilmesi ve korunması gereken durumlar,

4. Okluzal olarak aşırı kuvvet gelmeyen dişler,

5. Hastanın yaşına bağlı olarak ileri seviyede aşınma olmayan dişler,

6. Tüberkül kırığı ve önceki restorasyonların düşmesi durumunda,

7. Endodontik tedaviyi takiben kronun kısmen kaplanması gerektiği durumlar

8. İdeal olarak tüm kavite marjinlerinin mine sınırları içinde olduğu durumlar.

Kontrendikasyonları;

1. Kötü oral hijyenine ve yetersiz motivasyona sahip hastalar,

2. Aşırı aşınmış dişler,

3. Adeziv bağlantı için yetersiz diş yapısının bulunduğu durumlar,

4. Aşırı andırkat bulunan preparasyonlar,

5. Yeterli izolasyonun sağlanamadığı durumlar,

6. Bruksizm ve parafonksiyonel alışkanlıklar (Von Weal 2003, Zaimoğlu ve Can 2004).

2.2.İnley Destekli Sabit Parsiyel Protezler

Çürük sebebiyle meydana gelen endodontik problemler, periodontal nedenler ve travma neticesinde meydana gelen diş ve doku hasarı diş çekiminin başlıca nedenlerini oluşturmaktadır (Türker ve Yücetaş 2004). Diş eksikliklerinde destek dişlerde aşırı madde kaybına neden olan geleneksel sabit parsiyel protez uygulamaları dışında ilk akla gelen tedavi seçeneği konservatif bir yaklaşım olan implant uygulamalarıdır (Leal 2001, Monaco 2005). İmplant uygulamalarının sistemik problemler, yetersiz kemik desteği gibi nedenlerden dolayı

kontrendike olduğu durumlarda destek diş doku kaybı en az olan inley destekli sabit parsiyel protezler alternatif bir tedavi seçeneğidirler (Sewon 2000, Quiryen 2002, Gruica 2004).

2.2.1. Sabit parsiyel protezlerde adeziv tekniklerin gelişimi

Adeziv tekniklerin restoratif dişhekimliğine tanıtılmasından önce parsiyel kaplama veya inley formunda döküm altından yapılmış tutucular, konvansiyonel yapıştırma teknikleri ile köprü restorasyonlarında tutucu olarak denenmiş ancak istenilen ölçüde başarılı olamamışlardır. Bu restorasyonlardaki temel problem çiğneme kuvvetleri karşısında kırık ve eğilmeler, destek dişler altında gelişen sekonder çürükler ve tutuculuk kaybı olarak ortaya çıkmıştır (Monaco 2005).

1980'lerde adeziv tekniklerin gelişmesi altın veya değersiz metalden elde edilen kanat şeklindeki tutucuların mine yüzeyine yapıştırılabilmesine olanak sağlamıştır. Başlangıçta metal ve rezin arasında makro-mekanik tutuculuk sağlamak için metal tutucular üzerine delikler açılmış ve destek dişlere yapıştırılmıştır. Bu tipte protezleri mobil dişleri sabitlemek ve özellikle anterior bölgede tek diş eksikliklerini restore etmek için kullanan ilk araştırmacı 1973 yılında Alain Rochette olmuştur. Sistemi ilk olarak tanımlayan araştırmacının adı ile anılan 'Rochette' köprülerde tutuculuk sadece deliklerin çevresinde olup bütün metal yüzeyine yayılamadığı için başarıları sınırlı kalmıştır (Shilllinburg ve ark 1997).

Temelde metal ve rezinin bağlanamamasından kaynaklanan bu başarısızlığı aşmak için 1982 yılında Livatidis ve arkadaşları metal iskeleti elektro kimyasal olarak pürüzlendirilerek, araştırmayı yaptıkları üniversitenin adı ile anılan; 'Maryland Köprüler'i tanıtmışlardır (Livatidis ve Thombson 1982). Yapılan çalışmalarda elektro kimyasal pürüzlendirme ile elde edilen mikro-mekanik bağlantının, metal yüzeylere delikler açılarak elde edilen makro-mekanik bağlantıdan daha kuvvetli olduğu bildirilmiştir (Creugers 1986).

Oldukça teknik bir işlem olan elektro-kimyasal pürüzlendirme işlemini güvenilir bulmayan araştırmacılar yalnızca nikel-krom-berilyum alaşımlarında kullanılabilen bir asitle pürüzlendirme yöntemi ile elektro-kimyasal pürüzlendirme yöntemine yakın tutuculuk değerleri elde etmişlerdir (Shilllinburg 1997). Fakat en yüksek tutuculuk değerlerine metal yüzeylerinin silika ile kaplandığı 'Silicoater' ve 'Rocatec' sistemlerinde ulaşılmıştır (Kourtis 1997, Özcan 1998). Ayrıca metallerin kumlanmasının ardından silan uygulamasının da tutuculuk değerlerini yükselttiği görülmüştür (Muai ve Fukui 1995).

Yapılan çalışmalarda diş üzerine uygulanacak preparasyon şekillerinden elde edilecek tutuculuğun önemi ortaya konmakta ve bağlantı bölgesinde stres oluşmasını önlemek için restorasyonun mümkün olduğunca geniş diş yüzeyine yayılmasının gerektiği bildirilmektedir (Eshlemann ve Jones 1988, Botello 1999). Başlangıçta alınan başarısız sonuçlar daha tutucu kesim tekniklerinin kullanılması ve adezivlerin iyileştirilmesi ile yeterli tutuculuk değerlerine ulaşılmasına olanak vermiştir (Rammelsberg 1993).

2.2.2 İnley destekli sabit parsiyel protezlerde konservatif yaklaşımlar ve avantajları

'Primum non nocere' önce zarar verme sözü tüm tıbbi uygulamalarda olduğu gibi dişhekimliği uygulamalarında da temel bir ilke olarak kabul edilmiştir. Çeşitli nedenler ile kaybedilen diş yada dişlerin protetik restorasyonunda minumum biyolojik risk alarak fonksiyon ve estetiğin sağlanması dişhekimliğinin en önemli hedefidir (Monaco 2005).

Kron ve köprü şeklinde dizayn edilmiş metal-seramik ve tam seramik sabit protezler tutuculuk ve direnç açısından güvenilirliklerini kanıtlamıştır. Ancak restorasyonların yapımı için gereken aşırı diş preparasyonları nedeni ile bir takım problemler meydana gelebilmektedir. Dişteki redüksiyon miktarı ile pulpal şikayetler arasında doğru orantılı bir ilişki vardır (Creugers ve ark 1994, Monaco 2005). Literatür incelemelerinde inley ve tam

kaplama tipte restorasyonlar karşılaştırıldığında inley restorasyonlarda gözlenen pulpal vitalite kaybının tam kaplama restorasyonlarda gözlenen pulpal vitalite kaybından oldukça düşük oranlarda olduğu tespit edilmiştir. Kerschbaum ve ark (1981), 10 yıllık klinik takip sonrasında inley restorasyonlarda gözlenen pulpal vitalite kaybının % 5.5 oranında olduğunu tam kaplama tipte restorasyonlarda gözlenen pulpal vitalite kaybının ise % 14.5 oranında olduğunu rapor etmişlerdir. Benzer bir çalışmada 5 yıl süren klinik takip sonrasında pulpal vitalite kaybı inley destekli sabit parsiyel protezlerde % 0.13 oranında, tam kaplama tipte sabit parsiyel protezlerde ise % 9.1 oranında tespit edilmiştir (Paszyna ve ark 1990).

İnley destekli sabit parsiyel protezlerde preperasyon sonucu dişten kaldırılan mine ve dentin dokusu tam kaplama tipte konvansiyonel köprülerle kıyaslandığında oldukça düşük miktardadır. Kütle ağırlık ölçümüne dayanan 'grovimetrik analiz' değerlendirmelerinde inley destekli sabit parsiyel protezlerde preparasyon sonucu kaldırılan diş dokusu, tam kaplama tipte konvansiyonel köprülerden dört kat daha az miktardadır (Edelhoff ve ark 2002).

Mandibular birinci molar dişlerin eksiklikleri erken sürmeleri ve çiğneme merkezinde bulunmalarından dolayı daimi dentisyon sonrası en sık görülen diş eksiklikleri olarak karşımıza çıkmaktadır (Ash 1992, Priest 1996). Mandibular diş eksikliklerinin tedavisinde destek dişlerden kaldırılan mine ve dentin dokusu miktarının hacimsel olarak ölçüldüğü 'volümetrik analiz' değerlendirmelerinde, mandibular premolar dişlerin preparasyonu sonrasında anotomik kronda bulunan toplam mine ve dentin dokusu kaybı basamaklı kron için % 75 iken, inley için bu oran % 30' olarak bulunmuştur. Bununla birlikte mandibular molar dişlerde bu oran kron için % 73 iken inley için % 23 olarak bulunmuştur (Paszyna ve ark 1990, Monaco 2005).

Diş eksikliklerinin protetik restorasyonunda konvansiyonel sabit parsiyel protezlerde kaybedilen yüksek oranda diş dokusu ve gingival sahaya yaklaşan restorasyon bitim sınırının

sebep olduğu problemlere hastaların bilinç seviyelerinde ki artış ve adeziv materyaller alanındaki gelişmeler de eklenince inley destekli sabit parsiyel protezler alternatif ve avantajlı tedavi seçenekleri olarak ortaya çıkmaktadır (Edelhoff ve ark 2002).

Daha az diş preparasyonu ile yapılan inley destekli sabit protezlerin beraberinde getirdiği avantajlar; sağlıklı diş dokularının korunması, peridontal sağlığın korunması, pulpal dokuların korunması, destek dişlerde vitalite ve marjinal uyum kontrolünün rahatlıkla yapılabilmesi şeklinde sıralanabilir (Edelhoff ve ark 2002, Monaco 2005).

2.2.3. İnley destekli sabit parsiyel protezlerin endikasyonları ve kontrendikasyonları

İnley destekli sabit parsiyel protezlerin endikasyonları kullanılan restoratif materyallerin mekanik özelliklerinden dolayı sınırlıdır. Protetik tedavi öncesi dikkatli bir değerlendirme ve planlama ile birlikte başarılı bir inley destekli sabit parsiyel protez için bazı ön koşulların mevcut olması gerekmektedir.

Endikasyonları;

1. İyi bir ağız hijyeni,

2. Düşük çürük insidansı,

3. Destek dişlerin birbirine parelel olması,

4. Destek dişlerin periodontal açıdan sağlıklı olması,

5. Destek dişlerin serviko-okluzal yüksekliklerinin yeterli olması,

6. Dişsiz boşluğun mezio-distal mesafesinin molar diş genişliğinden küçük veya eşit olması.

Kontredikasyonları

1. Ciddi parafonksiyonel alışkanlıklar,

2. Geniş çürük lezyonları,

3. Kısa klinik kron boyları,

4. Dişsiz boşluk mesafesinin molar diş genişliğinden fazla olması,

5. Periodontal problemler ve mobilite,

6. Dentin adezivleri ve yapıştırıcı ajanlara karşı gelişen allerji.

İntraoral muayenenin yanı sıra radyografik ve tanı modellerinin de incelenmesi ile proksimal çürükler, periodonsiyumun sağlığı, destek dişlerin aksları, antagonist dişlerin kontak pozisyonları ve mevcut okluzyon tipi değerlendirilip endike ve kontrendike olan vakalar ayırt edilmelidir. İnley destekli sabit parsiyel protezlerde kanin koruyuculu rehberlik restorasyonu torsiyonel kuvvetlerden koruduğu için tercih edilmesi gereken okluzyon tipidir (Paszyna ve ark 1990, Edelhoff ve ark 2001, Monaco 2005).

2.2.4.İnley destekli sabit parsiyel protezlerin başarısına etki eden faktörler

Tüm protetik restorasyonlarda olduğu gibi inley destekli sabit parsiyel protezlerinde uzun dönem klinik başarısına etki eden faktörler bulunmaktadır. Bu faktörler hastaya ve hekime bağlı faktörler şeklinde sıralanabilir.

Hastaya bağlı faktörler;

1. Oral hijyen,

2. Tükürük yapısı,

3. Diş yapısının sağlamlığı,

4. Destek dişlerde çürük ve miktarı,

5. Dişlerin vital veya devital olması,

6. Beslenme alışkanlıkları,

7. Zararlı alışkanlıklar (pipo ve kalem çiğneme vs.),

8. Tedavi süresince kooperasyonu.

Hekime bağlı faktörler;

1. Doğru endikasyon,

2. Uygun kavite preparasyonu,

3. Ölçü tekniği,

4. Uygun restoratif materyal seçimi,

5. Okluzal düzenlemeler,

6. Tecrübe ve el becerisi,

7. Hasta takibi şeklinde özetlenebilir (Hickel ve Manhart 2001, Weal 2003).

2.2.5. İnley destekli sabit parsiyel protezlerin yapımında kullanılan materyaller

1. Metal destekli dental seramikler,

2. Tam seramikler,

3. Fiberle güçlendirilmiş kompozitler (Priest 1996, Edelhoff et al 2002, Monaco 2005).

2.2.5.1. Metal Destekli Dental Seramikler

Metal destekli seramik restorasyonlar ilk olarak Weinstein ve arkadaşları tarafından 1960 yılında tanıtılmış olup günümüzde halen kullanılmakta olan bir sistemdir. Metal destekli dental seramikler iki gruba ayrılır.

1. Döküm metal alaşım üzerine bitirilenler,

2. Platin veya altın yaprak üzerine bitirilenler (McLean 2001).

2.2.5.1.A. Döküm metal alaşım üzerine bitirilenler

Dental seramikler; doku uyumları aşınma dirençleri renk stabiliteleri ve doğal dişlere benzer özellikleri dolayısıyla sıklıkla tercih edilen dental materyaller içerisindedirler. Fakat dental seramikler yapısal olarak 'griffit' ve 'flow' adı verilen mikro çatlak yapı özellikleri gösterirler. Bu mikro çatlak yapı seramikleri gerilme kuvvetlerine karşı güçsüz hale getirir. Dişhekimliğinde kullanılan en eski dental seramik olan feldspatik seramik yaklaşık 70 Mpa. gibi düşük gerilme direnci değerine sahipken metal alt yapı ile desteklenmeleri sonucunda bu değer 550 Mpa. civarına ulaşmıştır. Feldspatik seramikler fırınlanmalarını takiben hacimsel olarak % 30-38 ve doğrusal olarak % 11-15 oranında yoğun bir büzülme gösterirler. Metal alt yapı hazırlanmasının bir avantajı da feldspatik seramiklerin bu yoğun boyutsal değişikliğinin restorasyonun bitim sınırından uzak tutulmasıdır (Shillingburg ve ark 1997).

Günümüzde halen yaygın olarak kullanılan metal-seramik sistemi seramiği üstün estetik özellikleri ile birlikte metal alt yapıya bağlayarak kırılmaya neden olan gerilim kuvvetlerine karşı daha dirençli kılmış ve beklenen gereksinimleri büyük ölçüde karşılamıştır. Metal destekli seramik restorasyonlar preparasyonu yapılmış diş üzerine yerleştirilen metal alt yapı ve bu yapı üzerine fırınlanan dental seramiklerden oluşurlar. Metal alt yapı öncelikle bir ön ısı uygulamasına tabi tutularak yüzeyin oksitlenmesi sağlanır. Daha sonra metal rengini

maskelemek için titanyum dioksit, zirkonyum oksit, kalay oksit gibi oksitler içeren opak materyali uygulanır. Bunun üzerine dentin, mine ve glaze tabakaları eklenerek fırınlanır (Zaimoğlu ve ark 1993, Anusavice 2003).

Dental seramiğin kalınlığı bu sistemde önemlidir; 2 mm.'den kalın dental seramiklerde iç gerilim nedeniyle kırılmalar oluşabilmekteyken, seramik inceldiğinde opak kalitesinin azalmasına bağlı olarak metal renginin yansıması söz konusu olabilir. Tüm bunların yanında metal alt yapının tüm sabit protetik restorasyonlarda uygun tasarımda yapılması metal ve dental seramik arasındaki dengenin korunmasında önemli rol oynamaktadır (McLean 1979, Mc Lean 2001).

2.2.5.1.B. Platin veya altın yaprak üzerine bitirilenler

Metal ve laboratuar maliyetini düşürme, metal kalınlığını azaltma, metal yansımasından kaçınarak optimum estetiği sağlama ve simantasyon işlemleri sırasında metal seramik birleşimlerindeki gerilimleri azaltmayı hedefleyen sistem 1976'da McLean tarafından geliştirilmiştir. Ancak bu sistemin güçlendirilmiş tam porselen ve metal destekli porselen sistemlerinden düşük kırılma direncine sahip olması ve çok üyeli posterior restorasyonlarda kullanılmaması bazı sınırlamaları beraberinde getirmiştir (Memikoğlu 1997). Sistem, ince metal yaprağın dikkatlice day üzerine yerleştirilmesi ve üzerine geleneksel dental seramik yapımını içermektedir. Renaissance, Ceplatec, Flexobond, Sunrise, Platideck sistemleri bu tür kompozisyonlara birer örnektir (Qualtrough ve Piddock 1997).

2.2.5.2. Tam Seramikler

Tam seramik restorasyonlar aşağıda sıralanan özelliklerinden dolayı metal destekli seramik restorasyonların yerine yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır.

1- Biyolojik uyumlulukları, ağız içinde kimyasal reaksiyona girme potansiyeli yüksek olan metallere oranla daha üstündür,

2- Homojen yapıdadırlar,

3- Renkte derinlik sağlarlar ve ışığı yansıtma özelliklerine sahip oldukları için doğal diş yapısına daha yakın görünümdedirler,

4- Isısal genleşme katsayısıları ve ısı iletkenlikleri metallere oranla doğal diş dokusuna daha yakındır.

Tam seramik restorasyonlar yapım tekniklerine ve güçlendirilme mekanizmalarına göre sınıflandırabilir (Sjögren 1999, Mc Lean 2001).

2.2.5.2.A. Basınç altında ve enjeksiyonla şekillendirilmiş seramikler

2.2.5.2.A.A. Cerestore

1983 yılında Sozio isimli araştırmacı ve Riley Coors Biomedikal firması tarafından diş hekimliğine tanıtılmıştır (Wall ve Cipra 1992). Fırınlama sırasında büzülme yapmamasından dolayı "non-shrink alumina seramic" olarak tanıtılmıştır. (Anusavice 1993, Evans ve O'Brien 1999, Rizkalla ve Jones 2004). Kor yapı materyali % 87 inorganik (Al_2O_3, MgO), % 13 organik (silikon rezin ve steryl-amide) madde içermektedir (Schaerer ve ark 1988). Cerestore sisteminde, marjinal bütünlüğü sağlamak ve seramiğe destek olmak amacıyla öncelikle kor yapının mum modelajı yapılır. Rövetmana alındıktan sonra yüksek alumina kristal içerikli seramik materyali eritilerek kalıba dökülür ve 12 saat süresince fırında bekletilir. Daha sonra elde edilen kor yapı üzerine feldspatik seramik uygulanır. Bu uygulama sırasında kor yapıda büzülme meydana gelebilir. Özellikle marjinal bölgede kor yapının opak olması nedeniyle estetik görünüm bozulabilir (Shillingburg ve ark 1997).

Güçlü yapısı, yüksek marjinal adaptasyonu sistemin en önemli avantajları arasındadır. Yapım zamanın uzun olması ve yüksek maliyeti dezavantajıdır (Wall ve Cipra 1992, Chiche ve Pinault 1994).

2.2.5.2.A.B. IPS Empress

Zürih Üniversitesi'nde 1983'de geliştirilen lösit ile güçlendirilmiş enjeksiyonla şekillendirilen cam-seramik materyali Ivoclar Firması tarafından IPS Empress adı ile 1986 yılında dişhekimliğine sunulmuştur. 1990 yılından itibaren kullanımları giderek artan IPS Empress sistemi sıcak presleme tekniği ile teknisyenlere ve diş hekimlerine estetik talepleri karşılayabilecek, biyolojik olarak uyumlu, metalsiz, inley-onley ve kron restorasyonların yapımına olanak sağlamıştır (Giordano 1996, IPS Empress System Scientific doc 2003).

Sistem mum modelajı takiben restorasyonun ısı ve basınç altında şekillendirilmesi esasına dayanır. Isı ve basınçla şekillendirme için gerekli olan lösit ile kuvvetlendirilmiş cam seramik tabletler 1075ºC veya 1180 ºC'de visköz akma özelliğine ulaşır ve kayıp mum boşluğunun içerisine bu sıvı seramik, basınçla gönderilir (Sulaiman ve ark 1997).

Lösit esaslı cam seramik temel olarak silisyumoksit (SiO), alüminyum oksit (Al_2O_3) ve potasyum oksit (K_2O)'ten meydana gelmiştir (Pröbster ve ark1997). Silikat cam matriks hacminin % 30-40 kadarını 1-5 μm büyüklüğünde lösit kristalin fazı oluşturur (Myers ve ark 1994, Kelly ve ark 1996). Materyalin yüksek yarı geçirgenliği ve aşındırma etkisi doğal dişe benzer ve bükülmeye karsı direnci 160 Mpa 'dır (Giordano 1996, Gemalmaz ve Ergin 2002, Fradeani ve Redemagni 2002). Restorasyonların bitirilmesi tabakalama ve boyama teknikleri kullanılarak gerçekleştirilir (IPS Empress System-Scientific doc. 2003).

2.2.5.2.A.C. IPS Empress 2

IPS Empress sistemin ardından 1998 yılında IPS Empress 2 sistemi dişhekimliğine sunulmuştur. Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş bu sistem 3 üyeli köprü yapımına olanak sağlamıştır (IPS Empress System-Scientific doc. 2003, Quinn ve ark 2003).

Sistemin esası yine IPS Empress'de olduğu gibi kayıp mum tekniğine dayanır. Isı ve basınç altında şekillendirilen kor yapı, esas kristal faz olarak; 0.5-4 μm büyüklüğünde hacminin en az % 60 'ı kadar lityum disilikat kristalleri, ikinci kristal faz olarak ise 0.1-0.3 μm büyüklüğünde lityumortofosfat (Li_3PO_4) kristalleri içermektedir (IPS Empress System-Scientific doc 2003). Mum modelasyon yapıldıktan sonra modeller fosfat bağlı özel revetmanı ve silisilik asit içeren likiti kullanılarak manşete alınır. Bu özel revetman ısınırken oluşan genleşmeyi ve soğurken oluşan büzülmeyi tam olarak telafi eder. Mum objenin en ince ayrıntısına kadar seramiğe dönüşünü sağlar. Klasik mum atım tekniği uygulanır (Quinn ve ark 2003).

Lityum disilikat sayesinde lösit içerikli IPS Empress sisteme göre mekanik özellikleri geliştirilmiştir. IPS Empress ve IPS Empress 2'nin asıl farklılığı materyalin kor kısmındaki kimyasal yapılarıdır. Bu kor yapıdaki farklılık, IPS Empress 2'nin kırılma dayanımını üç kat arttırmıştır. IPS Empress 2 sisteminin bükülmeye karşı dayanımı 350-450 Mpa olarak bildirilmiştir (Höland ve ark 2000, Qualtrough ve Piddock 2002, Blatz ve ark 2003).

2.2.5.2.A.D. IPS e.max Press

IPS e.max Press 2005 yılında Ivoclar firması tarafından geliştirilmiş yeni jenerasyon preslenebilir lityum disilikat cam seramik materyalidir. Temel kristal faz olarak lityum disilikat 3 ila 6 μm uzunluğundakİ kristallerden oluşur. Bu lityum disilikat kristaller cam matriks içine gömülmüş şekildedir. Bu teknikte, renk pigmentleri ergime ısısına ulaşıldığında

eriyeceği için materyale sonradan ilave edilmezler. Bunun yerine cam içinde çözünen polivent iyonlar arzu edilen rengi sağlamak için kullanılırlar. İyon esaslı renklendirme mekanizmasının kullanılmasının avantajı, renk salan iyonların materyal içinde homojen olarak dağılabilmesidir. (IPS e.max Press System-Scientific doc. 2005).

Kimyasal yapısı içerik olarak hemen hemen IPS Empress 2 materyali ile aynı olan IPS e.max Press sisteminin fiziksel özellikleri fırınlama işlemi ve yapısında meydana gelen değişikliklerden dolayı farklılık göstermiştir. IPS Empress 2 ile karşılaştırıldığında mekanik özellikleri ve ışık geçirgenliği önemli ölçüde geliştirilmiştir (Christian ve ark 2005, Josephine 2006).

Albakry ve ark (2003), lösit ve lityum-disilikat içerikli seramiklerin 'biaxial flexural' dayanımlarını araştırdıkları çalışmalarında her bir materyal için 20 adet disk şeklinde hazırlanmış örnekleği test etmişlerdir. Çalışmanın sonuçları incelendiğinde lösit içerikli IPS Empress disklerde 180 Mpa., lityum disilikat içerikli IPS Empress 2 disklerde 410 Mpa, IPS e-max Press disklerde 440 Mpa. kırılma dayanımı tespit etmişlerdir.

Ludwig (2003), 3 üyeli anterior sabit protetik restorasyonların kırılma dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında IPS Empress restorasyonlar için 650 N., IPS Empress 2 restorasyonlar için 1100 N., e.max Press restorasyonlar için 1250 N. kırılma dayanımı tespit etmişlerdir.

Edelhoff ve Sorenson (2002), farklı seramik alt yapı materyallerinin ışık geçişini araştırdıkları çalışmalarında IPS e.max Press, IPS Empress 2, In-Ceram Alimuna, In-Ceram Zirconia restorasyonları spektrofotometre kullanarak test etmişlerdir. Çalışmanın sonuçları analiz edildiğinde IPS e.max Press örnekler 300 nm., IPS Empress 2 örnekler 75 nm, In-Ceram Alimuna örnekler 50 nm., In-Ceram Zirconia örnekler 10 nm. ışık geçişi göstermiştir.

IPS Empress, IPS Empress 2 ve IPS e.max Press ingotların içerikleri Tablo 2.1'de gösterilmiştir.

	IPS Empress	**IPS Empress 2**	**IPS e.max Press**
SiO	57-63	57-80	57-80
Al_2O_3	18-23	0-5	-
La_2O_3	-	0.1-6	-
MgO	-	0-5	-
ZnO	-	0-8	0-8
K_2O	10-14	0-13	0-13
Li_2O	-	11-19	11-19
P_2O_5	-	0-11	0-8
Na_2O	3-7	-	-
CaO	0.5-3	-	-
ZrO_2	-	-	0-8
İlave Madde ve Pigmentler	0-8	0-8	0-18

Tablo 2.1 *IPS-Empress, IPS-Empress 2 ve IPS e.max Press ingotların standart kompozisyonları (IPS-Empres, IPS-Empress 2 ve IPS e.Max Press Scientific Documentation)*

2.2.5.2.B. Alumina ile güçlendirilmiş seramikler

2.2.5.2.B.A. Hi-Ceram

Hi-Ceram (Vident, Baldwin Park, CA) sistemi, refraktör day üzerinde aluminöz seramik jaket kron yapımı için geliştirilmiştir ve In-Ceram sisteminin geliştirilmesinde önemli bir basamak olmuştur (Wall ve Cipra 1992).

Hi-Ceram tekniğinde kullanılan die materyali, kor seramiği ve bunun üzerinde pişirilen seramik ile eşit ısısal genleşme katsayısına sahip olduğundan, kor seramiğinin fırınlanmasına olanak verir. Böylece seramiğin direkt olarak die üzerinde oluşturulması sağlanır. Bu sistemde elde edilen kor yapısı geleneksel feldspatik seramikten % 25 oranında daha serttir (Yüksel ve ark 2000).

2.2.5.2.B.B. In-Ceram

Sadoun ve Vita Zahnfabrik tarafından geliştirilen In-Ceram, ilk kez 1989 yılında dişhekimliğine tanıtılmıştır (Naylor ve Beatty 1992, Pröbster 1996). In-Ceram ticari ismiyle piyasaya çıkan bu sistem metal-seramik restorasyonlara alternatif olarak kronlar ve anterior üç üyeli köprüler için alt yapı materyali olarak geliştirilmiştir (Guazzato ve ark 2002). In-Ceram yapıyı elde etmek için esas olarak iki aşama vardır. İlk aşamada dublike alçı day kullanılarak pre-sinterize alumina altyapı elde edilir ve erimiş cam ile infiltre edilir (Pröbster 1993, Pröbster 1996, Chai ve ark 2000, Hwang ve Yang 2001). Bu aşamaların ardından elde edilen alt yapı üzerine feldspatik seramik yığılarak estetik bir restorasyon yapımı sağlanır (Haselton ve ark 2000, Bindl ve Mörmann 2002, Blatz ve ark 2003).

In-Ceram Alümina altyapının opasitesi, estetiği ve ışık geçirgenliği sınırlamaktadır. Alüminyum oksit alt yapının yerine, diğer alt yapı materyallerinin kullanılması estetik ve ışık geçirgenliğini arttırmıştır. Alüminyum ve magnezyum karışımı olan In-Ceram Spinell gelişmiş ışık geçirgenliği ve estetik özellikleri ile öne çıkmıştır (McLaren 1998, Hwang ve Yang 2001, Bindl ve Mörmann 2004). Ancak spinel bazlı bu materyal, alümina bazlı olan kadar dayanıklı değildir. Bu nedenle posterior bölgede kullanımları sınırlıdır (Seghi ve Sorensen 1995). In-Ceram Spinell vakum altında cam infiltre edilerek üretilmektedir. Bu sistemde kristalin fazın ışık kırılganlık indeksi camın kırılganlık indeksine yakın olduğundan ve vakum infiltrasyonu az pörözite bıraktığı için In-Ceram Alümina'dan iki kat daha fazla ışık

geçirgenliği gösterir. Spinell alt yapının ışık geçirgenliği dentinin ışık geçirgenliğine yakındır (McLaren 1998, Bindl ve Mörmann 2002).

In-Ceram Zirkonya, zirkonyum oksit kristallerini kullanan ve posterior bölgede üç üyeli restorasyonların yapımına müsaade eden ilk tam seramik sistemidir (Levy 1990, Mc Cable ve ark1998). Bu sistem yüksek mekanik özelliklere sahiptir ve % 35 oranında kısmi olarak stabilize edilmiş zirkonyum oksit kristalleri içermektedir. Zirkonyum oksit kristallerinin dental seramiklerin yapısında var olan mikro çatlakların büyüyerek kırıklara yol açmalarını önleyecek bir mekanizması vardır. In-Ceram Zirkonyada kristalin fazın % 67'si alüminyum oksitten oluşur. Geriye kalan kısım zirkonyum oksittir. Cam fazın tüm kütleye oranıysa % 20-25'tir. Yapım aşamasında zirkonyum kristalleri tetragonal fazdan monolitik faza geçerler ve sonucunda % 3-5'lik bir genleşme meydana gelir. Genleşme, materyal üzerinde baskı kuvveti oluşturarak hem çatlakların ilerlemesini hem de yeni çatlakların oluşmasını önleyici bir görev yapar. Elastik modülüs değeri 600±30 MPa civarındadır, termal genleşme katsayısı $7,7\pm0,1x10^{-6}$ dır. Ancak bu sistem opak özelliklerinden ötürü yeterli estetiği sağlayamamıştır (Blatz 2002).

2.2.5.2.C. Zirkonya ile güçlendirilmiş seramikler

Atomik numarası 40 olan zirkonya (Zr), Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından 1789'da, Sri Lanka'da zirkon taşlarını alkaliler ile reaksiyona soktuğu çalışmasından sonra keşfedilmiştir. Aynı araştırıcı tarafından da adı Arapça'da altın renkli anlamında "Zargün" konulmuştur. Zirkonya doğada saf halde bulunmaz. Silikat oksit ile birlikte yada serbest oksit ile birlikte bulunur. Zirkonya, yer kabuğunda % 0.028 oranında ve jeokimyasal olarak birlikte bulunduğu ana metal içerisinde % 2 oranında bulunur. Materyalin densitesi 6.49g/cm³, erime noktası 1852°C, kaynama noktası 3580ºC 'dir (Piconi ve Maccauro 1999, Ak 2005).

Zirkonya yüksek dirençli bir seramiktir. Feldspatik seramiğe oranla yaklaşık altı kat daha güçlüdür (Derand ve Derand 2001). Zirkonyanın biyouyumluluğu kalça çıkıklarında femur başı için kullanıma sunulmasıyla kesinlik kazanmış ve sonrasında yüksek direnç ve estetik talepler dahilinde dişhekimliğinin ilgi alanına girmiştir (Filser ve ark 2001).

Zirkonya grenlerin boyu 0,4 μm olup homojen özellikteki ince grenli bu mikro yapı restorasyonlar için üstün mekanik kaliteden sorumludur. Mekanik özellikleri itibariyle, kuvvetli yüklere maruz kalınan posterior bölgede çok üyeli köprü olarak kullanımı için oldukça uygundur (Tinschert ve ark 2001). Bunun yanında, zirkonya altyapının veneer seramik ile kaplanacak olması da dikkate alındığında kuvvetlere karşı dayanıklılığının bir miktar daha artacağı açıktır. Materyalin avantajı; yüksek dayanıklılığı ve üstün detay kabiliyetidir. Dezavantajı ise hafif opak görüntü içermesidir. Bu sebeple zirkonya alt yapılı sabit protezlerin anterior bölgede kullanımları sınırlıdır (Derand ve Derand 2001).

Kübik zirkonya; zirkonyum oksit formunda olup tek kristallidir. Kırılma dayanıklılığı ve sertliği tetrogonal yapıya oranla nispeten düşüktür. Termal şok rezistansı oldukça yüksektir. Zirkonyayı kolaylıkla sertleştirebilmek için magnezyum-oksit, kalsiyum-oksit veya yitribiyum benzeri stabilize edici maddeler ile karıştırmak gerekmektedir. Bu şekilde ilk fırınlama esnasında tamamıyla tetragonal olması yerine parsiyel kübik bir kristal yapıya sahip olur.

Zirkonya PSZ: Krem renginde olup yaklaşık % 10'luk magnezyum-oksit ile karıştırılmıştır. Parsiyel stabilize edilmiş zirkonya olarak adlandırılır. İri grenli yapısı sayesinde sertliği oldukça yüksek olmakla birlikte sıcaklığın arttığı şartlarda bile bu özelliğini koruyabilmektedir (Yavuzyılmaz ve ark 2005, Sundh ve Sjogren 2006).

Zirkonya TZP: Polikristal yapıda tetragonal zirkonya olarak isimlendirilmiştir. Tetragonal fazda seramiği stabilize etmek için zirkonya materyaline % 3.5-6 oranında yitribiyum partikülleri ilave edilmiştir. Normalde oda sıcaklığında madde stabil değildir (Derand 2001). Oda sıcaklığında en yüksek değerde sertliğe sahip olmasının sebebi % 100'e varan tetragonal yapısal durumudur. Ancak 200ºC' ile 500ºC' de geri dönüşümsüz kristal transformasyonunda bire bir azalarak boyutsal değişimlere sebebiyet vermektedir (Yavuzyılmaz ve ark 2005, Sundh ve Sjogren 2006).

Zirkonya dişhekimliğinde sabit parsiyel protezlerde alt yapı materyali olarak özellikle posterior bölgede kullanılırlar. Bu alt yapı zirkonya bloklardan genellikle CAD/CAM.ve kopya freze teknikleri ile elde edilir. Bu bloklar green zirkonya, pre-sinterize zirkonya ve sinterlenmiş zirkonya olarak kullanılabilirler. Green zirkonya bloklar en kolay işlenebilen bloklardır. Green zirkonyanın 500°C yaklaşık 30 dakika fırınlanması ile pre-sinterize zirkonya bloklar elde edilir. Green zirkonya bloklar kuru ortamda elmas ve tungsten frezlerle, pre-sinterize zirkon bloklar elmas ve karpit frezlerle su soğutmalı ortamda, sinterlenmiş bloklar ise elmas uçlu frezlerle su soğutmalı ortamda kazınırlar. (Witkowski 2005). Green ve pre-sinterize zirkon bloklar sinterleme esnasında meydana gelebilecek büzülmeyi kompanze etmek için 20-25 % oranında olduklarından büyük işlenirler. (Raigrodski 2004). Green zirkonun rengi bazı oksitlerin ilavesi ile sonradan elde edilebilir. Green ve pre-sinterize zirkon özel fırınlarda yaklaşık 1500°C sıcaklığa ulaşınca artık tamamen sinterlenmiş zirkon haline ulaşır. (Witkowski 2005). Green, pre-sinterize ve sinterlenmiş zirkon blokların kazınması karşılaştırıldığında sinterlenmiş zirkon blokların kazınması daha fazla zaman ve maliyet gerektirmektedir (Stamouli 2006).

Green, pre-sinterize ve sinterize zirkon alt yapılar marka ve üretici firmalar belirtilerek Tablo 2.2 sınıflandırılmıştır. (Witkowski 2005, Stamouli 2006)

Green Zirkon	Cercon base, Cercon (Degudent, Frankfurt,Germany); Lava Frame, Lava (3M ESPE, Seefeld,Germany); Hint-ELs Zirkon TPZ-G, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Germany); ZirkonZahn, Steger (Steger, Brunneck, Italy); Xavex G 100 Zirkon, etkon (etkon, Gräfelfingen, Germany).
Pre-sinterize Zirkon	In-Ceram YZ Cubes, Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Germany); ZS-Blanks, Everest (KaVo, Leutkirch, Germany); Hint-ELs Zirkon TZP-W, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Germany); DC-Shrink, Precident DCS (DCS, Allschwil, Switzerland), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar, Schaan, Germany).
Sinterize Zirkon	DC-Zirkon, Precident DCS (DCS, Allschwil, Switzerland); Z-Blanks, Everest (KaVo, Leutkirch, Germany); Zirkon TM, Pro 50, Cynovad (Cynovad, Montreal, Canada); Hint-ELs Zirkon TZP-HIP, DigiDent (Girrbach, Pforzheim, Germany); HIPZirkon, etkon (etkon, Gräfelfingen, Germany).

Tablo 2.2 *Üretim teknolojilerine göre zirkon alt yapıların sınıflandırması*

2.2.5.2.D. Bilgisayar yardımı ile yapılan dental seramikler

Dental seramik materyallerindeki ve yöntemlerindeki gelişmeler özellikle bilgisayar yardımı ile dizayn / bilgisayar yardımı ile üretim (CAD/CAM), üstün dental seramiklerin yapımına olanak sağlamaktadır (McLaren ve Terry 2002).

İlk ortaya çıkan CAD/CAM sistemleri, düşük çözünürlüklü tarama cihazı ve yetersiz bilgisayar gücü nedeniyle marjinal uyumu ve day ile internal adaptasyonu kötü olan restorasyonların yapımına neden olmaktaydı. Ancak yeni sistemlerdeki teknolojik gelişmeler ve yazılımdaki ilerlemeler bu problemleri minimuma indirmiş ve marjinal uyumu üstün bir hale getirmiştir (McLaren ve Terry 2002).

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).

İlk olarak 1971 yılında Francois Duret tarafından geliştirilen CAD/CAM sisteminin günümüzde pek çok üyesi bulunmaktadır (Wildgoose ve ark 2004). CAD/CAM, konvansiyonel yöntemlerde kullanılamayan materyallerin kullanımına olanak verir. Bu işlem artmış mikroyapısal özellik, yüksek yoğunluk, düşük pörözite ve azalmış artık stres özellikleri gösterir (McLaren ve Terry 2002).

Comet CAD/CAM sisteminde üstyapı konfigürasyonu için üç boyutlu veri kaydını sağlamak mümkündür. Destek dişlerin ve mum örneklerin kompleks yüzey formları, kronların, parsiyel protez yapılarının veya implant destekli üst yapıların üretimi için kamera ile kaydedilir. Ardından CAD programı kullanılarak restorasyon dizayn edilir, veri kesme ünitesine aktarılır ve restorasyon tamamlanır (Willer ve ark 1998).

"Computer Integrated Ceramic Reconstruction" anlamına gelen Cicero, Cicero dental sistemleri tarafından üretilmiştir (Denissen ve ark 2000). Bu metotla seramik restorasyonların yapımı; optik tarama, seramik sinterizasyonu ve restorasyonun bilgisayar destekli üretim aşamalarını içerir. Kronlar ve inleyler, yüksek alumina kor, dentin ve insizal porseleni ile maksimum dayanıklılıkta ve üstün estetikle üretilirler. Bu sistem, optik görüntü için preparasyonu üç boyutlu olarak lazer ile tarar (Van der Zel ve ark 2001). Yazılımı ile dişlerin horizontal overjeti, insizal eğimleri ve oklüzyon değerleri belirlenebilmektedir (Olthoff ve ark

2000). Kesici ünitte özel elmas frezler ile kesim işlemi yapılır ve kor yapı bitirilir (Van der Zel ve ark 2001).

Adını "Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics" cümlesinin baş harflerinden alan CEREC restorasyonların klinikle ilk buluşması 1985 yılında gerçekleşmiştir. Brains firması tarafından geliştirilen Cerec 1(a) modeli kullanılarak ilk inley restorasyonlar Zürih Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nde elde edilmiştir (Mörmann ve Bindl 2000, Mörmann ve Bindl 2002). Ardından 1988 yılında Siemens firması Cerec 1(b) modelini tanıtmış, daha sonra 3. jenerasyon Cerec 1 adı verilen modeli 1992'de geliştirmiştir. 3. jenerasyon Cerec 1, diğerlerinden daha gelişmiş motor ve uzun süre kullanılabilen kesici diskler içermektedir. Sistem daha rijittir ve ince grenli diskleri sayesinde daha iyi marjinal uyum elde edilmiştir. 1994 yılında aynı firma Cerec 2'yi üretmiş, bu modelde kesici disk özellikleri geliştirilmiş ve ağız içi kamerası ile 3 boyutlu tarama yapılabilmiştir. Cerec 2 sistemi sayesinde önceki sistemlere göre daha başarılı marjinal uyum sağlanmış. ancak bilgisayar yazılımındaki yetersizlikleri nedeniyle klinikte kullanımları kısıtlı imkanlar sunmuştur. (Mörmann ve Bindl 1996, Mörmann ve Schug 1997, Mörmann ve Bindl 2000, Mörmann ve Bindl 2002, Bindl ve Mörmann 2003).

Sirona firması 2000 yılında Windows NT platformlu yazılım kullanılan Cerec 3'ü üretmiştir. Bilgisayar ve yazılım teknolojisindeki gelişmeler, bu cihazın kullanımındaki sınırlamaları önemli ölçüde ortadan kaldırmış. Frezeleme cihazının akslarının 3'den 6'ya kadar arttırılmış olması ve okluzal yüzeyler gibi kompleks bölümlerin yapımı için yazılımlarının geliştirilmiş olması önceki üretimlerdeki eksiklikleri önemli ölçüde azaltmıştır (Mörmann ve Bindl 2000, Reiss 2001, Mörmann ve Bindl 2002, Bindl ve Mörmann 2003).

2.2.5.2.E. Anolog kopya freze tekniği ile yapılan dental seramikler

Anolog sistemler tarama ve kazıma esasına göre çalışır. Kopyalama işleminde öncelikle ölçü alma ve model elde etme yoluyla bir ön restorasyon hazırlanır. Mum veya rezinden hazırlanan bir restorasyon modeli yapıldıktan sonra kopyalama cihazına yerleştirilir ve tarama ve kazıma yöntemiyle seramik esaslı bir materyalin işlenmesi için örnek teşkil eder (Mehl ve Hickel 1999).

Kopyalama metotlarında, dijital tekniklerin tersine kopyalama için uygun bir örnek gereklidir. Bu aynı zamanda restorasyonun yapımı için modelin iç ve dış konturlarına ihtiyaç duyan ve negatif modelin yardımı ile restorasyonu oluşturan diğer tüm aşındırma teknikleri için geçerlidir (Ural 2006).

Celay sistemi, 1987 yılında Eidenbenz ve Nowack tarafından geliştirilmiştir (Grüninger ve ark 1996) ve ilk olarak da 1991 yılında Mikrona AG (İsviçre) firması tarafından dişhekimliğine tanıtılmıştır (Rinke ve Hüls 1996, Hickel ve ark 1997). Bu sistem 'mikromilling' teknolojisini kullanarak inley, onley, kron ve üç üyeli köprülerin yapımını kısa bir zaman içinde gerçekleştirmektedir (Groten ve ark 1997, Trushkowsky 1998, Sevük ve ark 2002). Celay sisteminin, In-Ceram teknolojisi ile buluşmasıyla cam-infiltre aluminöz kor restorasyonların yapımı gerçekleşmiş ve büyük avantaj sağlanmıştır (Rinke ve Hüls 1996, Groten ve ark 1997). Restorasyon yapımında önce preparasyon yapılıp ölçü alınır ve elde edilen day üzerine rezin örnek hazırlanır. Bu rezin örnek cihazın kopyalama bölümüne yerleştirilir (Rinke ve Hüls 1996). Celay üniti birbirinden ayrılmış iki bölümden oluşmaktadır (Siervo ve ark 1994). Sağ taraftaki kesici bölüme seramik blok yerleştirilir. Bu kesici ünitin iki tarafı birbirine geometrik transfer mekanizmasıyla bağlıdır ki bu da kopya aleti ve kesici ucun üç boyutlu hareketine izin vermektedir. Kesim süresince soğutma için özel bir likit püskürtülür (Rinke ve Hüls 1996). Restorasyonların yapımında farklı tip frez çeşitleri

kullanılmaktadır (Hickel ve ark 1997). İç yüzeylerin kesimi rond, dış yüzeylerin ise disk şeklindeki frez yardımıyla yapılır. Bitiş konturları için fissür elmas frez kullanılır. Bir alt yapı restorasyonun yapımı yaklaşık 15 dakika sürmektedir (Rinke ve Hüls 1996).

Yeni geliştirilmiş yitribium ile desteklenmiş zirkonyumdioksit yapıda ICE-Transparan Zirkonya seramik materyali ve ZirkonZahn sistemi ile yüksek stabiliteye sahip restorasyonlar yapılabilmektedir. Başlangıçta tek kron ve üç üyeli köprüler ile sınırlı olan zirkonya bugün geliştirilmiş yüksek stabiliteye sahip ondört üyeli tek parça restorasyon yapımına olanak sağlamıştır. Hacim olarak % 25 daha büyük işlenen restorasyon yaklaşık 1500 C°deki sinterlenme fırınında orijinal boyutuna geri döner. Bu sırada zirkonya maximum dayanıklılığına ulaşır. Zirkonya materyali sinterleme öncesinde daldırma yöntemiyle Vita renk skalasının 16 adet rengine boyanabilir ve sıvı renkler zirkonyanın sinterlenmesi esnasında 0,2 mm içine ayrılmaksızın nüfus eder. Kullanılan boyalar her bölgeye 0,2 mm kalınlığında nüfus ettiğinden bağlantı noktaları zayıflamaz ve gerekli stabiliteyi korur. ZirkonZahn sisteminde kazıma işlemi beş aks üzerinde hareket edebilme imkanı olan özel olarak geliştirilmiş yeni bir freze sistemi kullanılarak gerçekleştirilir (ZirkonZahn Technical doc.).

Işıkla sertleşen kompozit malzeme ile modelajı tamamlanan obje manual olarak okunur. Modelaj sırasında kullanılan malzemenin sıcak mum akıcılığında olması maniplasyonu kolaylaştırır. Ara gövde yapımı model artikülatör üzerindeyken ışıkla sertleşen kaşık kaide materyali kullanılarak yapılır. Gövde yapımı tamamlandıktan sonra yapıştırıcı madde yardımıyla destek diş modelasyonlarıyla birleştirilir ve yine ışıkla sertleştirilir. Malzemenin akrilden ve kompozitten yapılmış olması hasta ağzında kontrolü mümkün kılıp kazıma öncesi doğabilecek problemlerin ortadan kalkmasına olanak sağlar (Giray ve ark 2007, ZirkonZahn Technical doc.).

2.2.5.3. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitler

Fiber ile güçlendirilmiş kompozitler (FGK) fiber alt yapı ve rezin matriks yapıdan oluşan restoratif materyal kombinasyonlarıdır. Fiber ile güçlendirilmiş kompozitler, birçok yapısal ve estetik problemleri ortadan kaldırma potansiyeline sahip, popülaritesi yüksek ancak uzun dönem klinik bilgileri az olan materyallerdir (Freilich ve ark 2000).

FGK materyallerinin sınıflandırılmasında etkili olan mekanik özellikleri;

- Fiber ve polimer matriksin doğal özelliklerine,

- Fiberlerin yüzey genişlikleri, miktarı, yönü ve pozisyonuna,

- Rezinle doyurulup doyurulmamalarına,

- Polimer matrikse adhezyonuna,

- Fiber-matriks yapının su absorbsiyon miktarına bağlı olarak değişiklikler gösterebilir (Monaco ve ark 2003, Lassila ve Vallittu 2004, Vallittu 2004, Monaco 2005).

Pek çok araştırmacı fiberlerin rezin ile doyurulması konusunu araştırmış ve fiberin rezinle yetersiz ıslatılması sonucu dental restorasyonlarda problem yaşanabileceğini rapor etmişlerdir. Fiberle güçlendirilmiş restorasyonlarda gelen kuvvetler rezin matriksten fibere transfer edilerek elimine edilirler. Fiberin rezin ile yetersiz doyurulması ile karşılaşılan sorun restorasyonun su absorbsiyonu ve neticesinde mekanik özelliklerde zayıflık olarak karşımıza çıkar. Fiber ve rezin matriks arasındaki güçlü bir adezyon su absorbsiyonunu dolayısıyla restorasyondaki kırık ve çatlak riskini azaltır (Vallittu 1996). Polymer matriks içerisindeki fiber miktarı ile gerilme direnci ve dayanıklılık arasında doğrusal bir oran vardır ancak bu oran fiberin ağırlık miktarından çok hacimsel miktarı ile orantılıdır (Vallittu 1998, Monaco 2005).

2.2.5.3.A. Diş hekimliğinde kullanılan fiber tipleri

Dişhekimliğinde kullanılan fiber sistemleri dört grup altında incelenebilir.

1. Karbon fiberler,

2. Aramid fiberler,

3. Polietilen fiberler,

4. Cam fiberler (Ergün 2005, Monaco 2005).

2.2.5.3.A.A. Karbon fiberler

Karbon fiberler ilk olarak 19.yüzyılın sonlarına doğru Edison tarafından ince bambu çubuklarının ve pamuk fiberlerin karbonizasyonuyla elde edilmiştir. Karbon fiberlerin büyük kısmı poliakrilonitritin önce, 200-250 ºC'de ve bunu takiben 1200 ºC'de ısıtılmasıyla yapılır. Bu işlem hidrojen, oksijen, ve nitrojen atomlarını uzaklaştırarak karbon atom zinciri oluşturur ve böylece karbon fiberler oluşur (Jagger ve ark 1999, Ergün 2005). Karbon fiber 1.8 g/cm^3 yoğunlukta bir materyal olup, bükülme direnci 565 MPa ve elastik modülüsü 272 GPa'dır (Goldberg ve Burstone 1992).

Karbon fiberlerin sitotoksik ve karsinojenik etkisi olmadığı bildirmiştir (Goldberg ve Burstone 1992, Valittu ve Ekstrand 1999). Dişhekimliğinde kullanımı siyah renkte olması ve estetiği bozması nedeniyle sınırlı kalmıştır (Goldberg ve Burstone 1992). Bu yüzden son yıllarda yalnızca estetiğin çok önemli olmadığı kanal postlarında kullanılmaktadırlar (Yazdanie ve Mahood 1985, Ergün 2005).

2.2.5.3.A.B. Aramid fiberler

Aramid fiberler poliparafenilen terftalamid aramid yapıdaki sentetik bir organik bileşiktir ve ticari ismi ‘Kevlar' dır. Kevlar 1,44 g/cm^3 yoğunluğa, 104.8 MPa çekme direncine ve 50-98,6 GPa elastik modülüs değerine sahiptir (Goldberg ve Burstone 1992).

Kevlar fiberler naylondan iki kat, cam fiberden ise 20 kat fazla esneme kuvvetine sahiptirler. Kevlar 49 poliaramid fiberlerin (Du Pont, Germany) termal stabilitesi ve ısısal iletim katsayısı, cam ve karbon fiberlere oranla daha düşüktür. Görünür ve ultraviole ışık, mekanik özelliklerinin azalmasına ve renk değişikliğine neden olabilir (Jagger ve ark 1999, Ellakwa ve ark 2002).

Kevlar fiberler, karbon fiberlere göre daha yüksek ıslanabilirlik gösterdikleri için ara rezinle işlenmesine gerek duyulmamaktadır. Koyu renkli oluşu estetik bölgelerde kullanımını sınırlar, ayrıca ağız içerisinde zamanla kompozit yüzeyinde açığa çıkan fiberler düzensiz bir yüzey oluşturarak hastayı rahatsız ederler. Kevlar fiberlerin protez kaide rezini içinde kullanıldıklarında toksik olduklarına dair veri yoktur ama zamanla protez yüzeyinde ortaya çıkmaları mukoza iritasyonlarına yol açabilir (Jagger ve ark 1999, Ergün 2005).

2.2.5.3.A.C. Polietilen fiberler

Polietilen fiber doğal polimer yapısıyla 0,97 g/cm^3 yoğunluğunda molekül ağırlığına sahiptir. Sürtünme katsayıları oldukça düşük ve aşınmaya karşı oldukça dirençlidirler (Ellakwa ve ark 2002). Kristalin, dayanıklı, biyouyumlu ve translusent olması, düşük yoğunluğa ve molekül ağırlığına sahip olması ve kırılgan olmaması en önemli özellikleridir. (Jagger ve ark 1999, Göknil 2005).

Dişhekimliği uygulamalarında Ribbond (Ribbond, USA) markası altında geliştirilen polietilen, 1990 yılından beri birçok klinik uygulamada; periodontal splintleme, ortodontik

retansiyon, geçici köprü yapımı, güçlendirilmiş sabit köprü yapımı, hareketli veya total protez tamiri ve endodontik olarak tedavi edilmiş dişleri güçlendirme işlemlerinde kullanılmıştır (Miller ve ark 1995). Şerit formunda ve çeşitli genişliklerde bulunan çok yüksek molekül ağırlığında, 171 GPa elastik modülüs ve 3,00 GPa gerilme direnci değerine sahip bir polietilen fiberdir. Materyal biyouyumlu, renksiz ve translüsent bir yapıya sahiptir. Fiber materyalin bükülebilir ve yumuşak olması, kolay uygulanabilmesini sağlarken, direkt ve indirekt restorasyonlarda da kullanılabilirliğini arttırır. Nem ve ısıdan korunduğu taktirde raf ömrü sınırsız olarak kabul edilmektedir. (Miller ve ark 1995, Smidt 2002).

Connect (Kerr, USA), dişhekimliğinde kullanılan diğer bir polietilen fiber markasıdır. Ribbond ve Connect önceden rezinle doyurulmamış, çalışılabilmeleri için rezinle doyurulmaları gereken polietilen fiberlerdir (Freilich ve ark 1998).

2.2.5.3.A.D. Cam fiberler

Dişhekimliğinde en fazla kullanım alanı olan fiber tipidir. Cam fiberler; örgü, dağınık veya doğrusal şekilde fiber demetlerinden oluşan ve dental polimerleri güçlendiren farklı formlarda yapılardır. En çok kullanılan tek yönlü cam fiberler 1000-200.000 tek cam fiberin bir araya gelmesiyle oluşurlar ve içeriklerindeki camların miktarı bileşimin % 20'si oranında tutulmuştur. Cam fiberlerin yoğunluğu karbon aramid yada polietilen fiberlerden daha yüksektir (Monaco 2005).

Cam fiber sistemleri yüksek mekanik özelliklere sahip olmaları, ucuz olmaları, kolay bulunmaları, ısı, nem ve yağa karşı dirençli olmaları, mükemmel parlatılabilme özellikleri ve beyaz renkleri nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır (Stipho 1998). Ancak cilt ve göze temas ettiği zaman irritasyona neden oldukları için dikkatli kullanılmalı ve proteze yerleştirilirken yüzeye çıkmayacak şekilde dizilmelerine özen gösterilmelidir. Protez

yüzeylerinde olması doku irritasyonlarına, mukoza yaralanmalarına ve yoğun plak birikimine sebep olmaktadır (Waltimo ve ark1999).

Dişhekimliğinde yaygın kullanımı olan cam fiber markaları Vectris (Ivoclar, Liechtenstein), Splint-It (Jeneric/Pentron, Germany), GlasSpan (Exton, USA), Fiber Kor (Jeneric/Pentron, Germany) Stick (Stick Tech, Finland), StickNet (Stick Tech, Finland) ve EverStick (Stick Tech, Finland) olarak sıralanabilir (Chong ve Chai 2003, Monaco 2005).

Vectris ve Fiber Kor ısı ve ışık ile polimerize olan bisfenol a glisidil metakrilat monomer (BIS GMA) ile doyurularak üretilmiş sabit protez yapımında kullanılan, özel ekipman gerektiren cam fiber sistemleridir. Ancak bu ürünlerde yüksek çapraz bağlı dimetakrilat monomer matriks, çok fazlı akrilik rezin ile bağlantı oluşturamadığı için protez kaide rezinleri ile birlikte kullanılmaları mümkün değildir (Meiers ve ark1998, Meiers ve ark 2001, Waki ve ark 2004).

Splint-It, tek doğrultuda ve örgü şeklinde düzenlenmiş fiber ağına sahip, önceden rezinle doyurulmuş özel ekipman gerektirmeyen periodontal splint yapımında kullanılan bir cam fiber sistemidir (Freilich ve ark 1998).

GlasSpan, önceden rezinle doyurulmamış, özel ekipman gerektirmeyen, diş hekimi ve laboratuar tarafından post-core, periodontal splint ve geçici köprü uygulamalarında kullanılabilen bir örgü cam fiber sistemidir (Freilich ve ark 1998).

Cam fiber sistemlerinde ağızda direkt kullanımı mümkün olan Stick, silanlanıp pöröz polimerlerle doyurularak yüzey işlemi yapılan sürekli tek yönlü fiber demetleri halinde çapı 10-12 μm olan ve ortalama 100.000-180.000 cam liften oluşan % 45 oranında fiber içeren bir sistemdir. Matriks, ürünün bağlanma özelliği gibi yerleştirilme özelliğini de geliştirmek için BIS GMA matriks içerisinde polimetil metakrilat (PMMA) zincirleri içeren tabaka ile

çevrelenmiştir (Tezvergil ve ark 2004). Aynı teknoloji ile üretilen dokuma formundaki StickNet materyaline ilaveten aynı firma tarafından en son üretilen materyal olan EverStick polimer monomer matriks içerisinde yoğun olarak sıkıştırılmış, önceden silanlanmış cam fiber, % 55 SiO_2, % 22 CaO, % 15 Al_2O_3, % 6 B_2O_3 ve çok az oranlarda metal oksitler içeren bir kompozit materyalidir. Bütün yapı PMMA kapsülle çevrelenmiştir. Kron ve köprü yapımında kullanılmak üzere 2x12cm'lik hazır çubuklar şeklinde üretilmiştir. Çapı 1.6 mm'dir fakat fiber demetleri açılarak çapı genişletilebilir. Stick ürünü için 800 MPa olan eğilme direnci cam fiber yapının özellikleri geliştirilerek yaklaşık 1280 MPa'a yükseltilmiştir. Böylece fiber ile güçlendirilmiş kompozitlerin esneme kuvveti altın alaşımlar ile aynı düzeye ulaşmıştır (Ergün 2005).

Dişhekimliğinde önceden doyurulmuş cam fiberlerle sabit protez yapımı için fiber alt yapının oluşturulmasında üç yöntem vardır. Birinci yöntem önceden doyurulmuş fiberlerin manuel olarak adaptasyonudur (Fiber Kor). İkinci yöntem liflerin modele vakum/pres yöntemi ile adaptasyonudur (Vectris). Bu yöntemin amacı lif içeriğini maksimum düzeye getirmek, iskelet yapıdaki boşlukları azaltmak ve mekanik özellikleri arttırmaktır. Üçüncü yöntem ise, termoplastik adaptasyon (GlasSpan) yöntemidir (Behr ve ark 2003).

2.2.5.3.B. Kompozit Sistemleri

Mine ve dentin dokusuna adezyon ile bağlanan kompozit rezinler 1962 yılında Dr. Ray Bowen tarafından tanıtılmış ve günümüze kadar önemli gelişmeler göstermiştir. Dişhekimliğinde güncel kompozit materyalini, en az iki farklı materyalin üç boyutlu karışımı olarak tanımlamak mümkündür. Kompozitleri oluşturan üç ana bileşen, rezin matriks (organik matriks), inorganik doldurucu partiküller ve silan bağlayıcılardır. Kompozitlerin fiziksel özellikleri dolduruculara ve rezin matrikse bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Dayanıklılık, abrazyona karşı direnç ve ısısal genleşme katsayısı ve renk stabilitesinin

yanında polimerizasyon büzülmesi ve su emilimini en çok doldurucular ve rezin matriks bileşenlerinin yapısı etkiler (Koray ve Yücel 2002, Ergün 2005).

Rezin matriksi oluşturan yapılar; monomer sistem ve serbest radikal polimerizasyonu için başlatıcı ve stabilize edicilerdir. BIS GMA ve son yıllarda adezyonu iyi sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan üretan dimetakrilat (UDMA) monomerler, polimer matriks olarak kullanılmaktadır. Hem BIS GMA hem de UDMA monomerleri aşırı derecede visközdür. Bu nedenle trietilen glikol glisidil metakrilat (TEGDMA) monomer, viskoziteyi azaltmak için matrikse ilave edilmektedir. Başlatıcı madde, kimyasal veya fıziksel aktivasyon yoluyla monomerlerin çift bağlarıyla reaksiyona giren, enerjice zengin serbest radikallerin oluşmasına ve bu sayede polimer zincirlerinin meydana gelmesine olanak sağlar. Başlatıcı madde olarak kullanılan benzol peroksit veya kamforokinonun reaksiyon kabiliyeti polimerizasyon derecesini ve çift bağların değişim derecesini etkiler (Peutzfeldt 1997, Koray ve Yücel 2002).

İnorganik doldurucular, matriks içine dağılmış çeşitli şekil ve büyüklükteki cam partiküller, quartz, alüminyumsilikat, lityumsilikat, borosilikat ve hidroksiapatit gibi partiküllerden oluşur. İnorganik doldurucuların yapısına St (stronsiyum), Ba (baryum), Zn (çinko), Zr (zirkonyum) ve Si (silika) gibi elementler ilave edilerek aşınmaya dirençli radyoopak görüntü veren kompozit rezinler elde edilmiştir. Doldurucular kompozit rezinlerin fıziksel ve mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi yönünde yani basınç ve çekme direncini arttırmak, elastisite modülü değerlerini olumlu yönde geliştirmek ve aynı zamanda termal genleşme katsayısını ve su emilimini azaltmak amacıyla ilave edilmişlerdir. Silika yapıyı güçlendirir, ışığı geçirir ve yayar. Böylece kompozit rezine, mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır. Saf silika, kristalin ve nonkristalin formlarında bulunur. Kristalin formları serttir ve kompozit rezinin bitirme ve polisaj işlemini güçleştirir. Bu nedenle kompozit

rezinler günümüzde silikanın nonkristalin formu kullanılarak üretilmektedir (Dayangaç 2000, Koray ve Yücel 2002, Noort 2002).

Kompozitlerin mekanik özelliklerinin iyi olabilmesi için doldurucu partiküllerle rezin matriksin iyi bağlanması gerekmektedir. Bağlantı, rezin matriks içerisine yerleştirilmiş bağlayıcı ajanlarla oluşturulur. Silanizasyon olarak da adlandırılan bu bağlantıyı organosilan bileşikleri gerçekleştirir. Silan bağlayıcı ajanlar bir uçlarında hidroksil grupları ile inorganik partiküllere, diğer uçlarında ise metakrilat grupları ile karbon çift bağları oluşturarak rezin matrikse bağlanarak birleştirici olarak görev yaparlar (Noort 2002).

2.2.5.3.C. Seromerler

Geleneksel kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini arttırmaya yönelik çalışmalar; kimya literatüründe uzun süredir bilinen organik modifikasyonlu seramiklerin geliştirilmesiyle 3. jenerasyon kompozit ürünleri olarak dişhekimliğine sunulmuştur. 1998 yılından sonra seramik-organik modifikasyon kelimelerinin ilk hecelerinden oluşan 'seromer' olarak kullanımı artmıştır. Seromer materyallerde kullanılan teknoloji, geleneksel kompozitlerden farklıdır. Geleneksel kompozitler saf bir organik matrikse sahiplerken, seromerler polikondanzasyonla oluşmuş inorganik ve organik ağ matriksine sahiptirler. Doldurucu partiküller çapraz bağlı organik ve inorganik matriks ağı içerisine gömülmüşlerdir. Doldurucu olarak genellikle matriks ile güçlü kovalent bağlar oluşturulabilmelerini sağlayan silanol grubu içeren silikon dioksit ve baryum aliminyum silikat camları kullanılmaktadır (Duke 1999, Ergün 2005).

Laboratuarda ışık, basınç-ısı, ışık-vakum veya ışık-ısı kullanılarak polimerize edilen seromer restorasyonlar, konvansiyonel kompozit rezin materyali ile hazırlanan restorasyonlara oranla daha homojen ve düzenli bir yapıya sahiptirler. Ekstraoral 'postcuring' ve ilave ısı işlemleri materyalin mekanik özelliklerini dolayısıyla restorasyonun dayanıklılığını arttırır.

Doğal mineye yakın olan aşınma dirençleri sayesinde karşıt dişte fazla aşınmaya sebep olmazlar. Seramik restorasyonlarla karşılaştırıldıklarında okluzal yükleri daha iyi absorbe ederler. İçerdikleri seramik partikülleri estetik özelliklerini seramik restorasyonlara yaklaştırır. (Dietschi 1994, Kuybulu 2005).

Konvansiyonel kompozit rezinler sadece Bis-GMA gibi bifonksiyonel moleküller içerirken, seromer teknolojisi daha komplike polifonksiyonel gruplar içerir. Bu konfigürasyon, daha yüksek derecelerde çapraz bağlanmalar ve çift bağ dönüşümü sağlayarak materyalin dayanıklılığını arttırır. Polimerizasyon işlemi ağız ortamında gerçekleşmediğinden, büzülme stresleri ve bağlantı başarısızlıkları daha azdır. Bu da teorik olarak sızıntı riskini azaltır (Valittu 2004).

Özellikleri geliştirilen kompozitleri kuvvetli bir alt yapı ile destekleme fikri, bu materyallerin kullanım alanlarını daha da genişletmiştir. Özellikle fiberlerle güçlendirilen seromer yapıların gerilme dirençleri yedi kata kadar artış gösterebilmektedir. Elde edilen yüksek dayanıklılık bu restoratif materyalin köprü restorasyonlarında da kullanılabilmesine olanak sağlamıştır (Freilich ve ark 2000).

Yakın zamana kadar en çok kullanılan seromer sistemlerinden Targis (Ivoclar, Liechtenstein), fiber alt yapı üzerine uygulanan, karşıt dişlerle ve ağız içerisindeki diğer dokularla temas halinde olan bir seromer materyalidir. Targis % 75-85 gibi yüksek oranda inorganik doldurucu içerir. Yüksek orandaki doldurucular estetik özellikleri sağlarken organik matriks, rezin materyalinin uygulanmasını kolaylaştırır. Matriks, monomerlerin polimerizasyonu ve doldurucu partiküllerin silanla matrikse kimyasal bağlanması ile oluşur (Targis-Vectris Scientific Doc. 2000).

Targis-Vectris (Ivoclar, Liechtenstein) sistemi 1996 yılında tanıtıldıktan sonra yapılan bir çok çalışmada Targis kompozit materyalinin hazırlanmasının zor olduğu bildirilmiştir.

Ayrıca Targis içerisindeki cam doldurucuların ağız ortamında özellikle beslenme alışkanlıkları fazla miktarda organik asit içeren bireylerde yavaşça çözülme eğiliminde olduğu bilinmektedir. Dolayısıyla kompozit yüzeylerinde pürüzlülük artışı, buna bağlı olarak da plak birikimi gözlenmektedir. Bunun üzerine 2003 yılında ısı ve ışık ile polimerize olan mikro dolduruculu yeni bir seromer esaslı kompozit materyali olan Adora (Ivoclar, Liechtenstein) tanıtılmıştır (Ergün 2005).

Adora-Vectris (Ivoclar, Liechtenstein) sisteminde kullanılan yeni tanıtılan seromer yapı Adora; UDMA matriks yapı ve % 72 inorganik doldurucudan oluşturulmuştur. Sistemde; alt yapıyı oluşturan cam fiberler silanizasyon işleminden sonra üst yapıyı oluşturacak Adora seromerini de oluşturan UDMA ve alifatik dimetakrilat matriks yapı içerisine yerleştirilerek üst yapı ile güçlü bir bağ oluşturması amaçlanmıştır (Adora-Vectris Scientific Doc. 2003).

Diğer bir seromer sistemi olan Solidex (Shofu, Japan) ışık ile polimerize olan indirekt hibrit rezin kompozittir. Solidex, %14-15 oranında UDMA ve % 30-35 oranında kolloidal silika içerir. Solidex ışık ile polimerizasyon sağlayan Solidilite EX (Shofu, Japan) cihazı ile birlikte kullanılır. Solidex restorasyon, bu cihazın özel ışınlı haznesine yerleştirilerek polimerize edilir. Restorasyon bu şekilde yüksek derecede etkili ekstraoral ışık polimerizasyonuna maruz bırakılmakta ve rezin kompozitin üniform sertleşmesi sonucu fiziksel özelliklerde artış olduğu bildirilmektedir (Shofu-Solidex technical doc, Ergün 2005).

2.2.5.3.D. Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin dişhekimliğinde kullanım alanlarına göre sınıflandırılması

Fiberle güçlendirilmiş sabit parsiyel protezler ilk defa Vallittu tarafından sınıflandırılmıştır. Buna göre fiberle güçlendirilmiş kompozit ile yapılan sabit parsiyel protezler 4'e ayrılmaktadır.

1. Dalgalı veya tek yönlü uzanan cam fiber ile hazırlanan tam kronlar,

2. Fiber altyapı ile yüzey tutuculu rezin bağlı maryland tarzı sabit parsiyel protezler,

3. Fiber alt yapılı inley tutuculu sabit parsiyel protezler,

4. Fiber altyapı ile inley tutuculu ve tam kron tutuculu sabit parsiyel protezlerin kombine kullanıldığı hibrit sabit parsiyel protezler. (Vallittu 1996)

Fiber alt yapı materyalleri, metallere göre daha uygun estetik ve işlenme özellikleri göstermektedir. Bu sistemlerle metal altyapılardaki estetik problemler büyük ölçüde ortadan kalkmaktadır. Fiberle güçlendirilmiş kompozitler polimerik yapıda olduğu için diş yapısına adeziv tekniklerle bağlanabilmektedir. Bununla birlikte fiber altyapı materyalinin metalsiz olması allerjik reaksiyon riskini de oldukça azaltmaktadır (Vallittu 2004).

2.2.5.3.E Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin endikasyon ve kontrendikasyonları

Fiberle güçlendirilmiş bir protezin seçimi için gerekli endikasyonlar şunlardır;

1. Estetik görünümü üst düzeyde bir restorasyon gereksinimi,

2. Karşıt okluzyonun aşınma miktarının azaltılması gereksinimi,

3. Protez tutucusunun destek dişe yapıştırılma gereksinimi,

4. Metal alerjisi olan hastalarda metalsiz protez gereksinimi,

Fiberle güçlendirilmiş bir protezin yapımını sınırlandıran kontrendikasyonlar şunlardır;

1. Sıvı kontrolünü sağlamada yetersizlik (kronik veya akut gingival enflamasyonu olan hastalar veya kavite marjinlerinin diş eti sulkusu içerisinde derin bir şekilde konumlandığı durumlar),

2. İki veya daha fazla pontik içeren sabit protetik restorasyonlar,

3. Bruksizm veya parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalar,

4. Aşırı alkol kullanan hastalar (Valittu 1996, Monaco 2005).

2.2.5.4. Rezin Simanlar

Sabit restorasyonların klinik başarısında simantasyon işlemi oldukça etkili bir faktördür. Sabit restorasyonların kalıcı simantasyonu için kullanılan pek çok siman tipi vardır. Bunlardan bazıları çinko fosfat siman, polikarboksilat siman, çinko oksit ojenol siman, cam iyonomer siman ve rezin simanlardır (Shillinburg ve ark 1997, Attar ve ark 2003).

1995 yılında, Amerikan Estetik Dişhekimliği Akademisi seramik ve kompozit restorasyonların simantasyonu için rezin simanların kullanılmasının gerekliliğinden bahsetmiştir (Christensen 1997). Sağlam ve uzun ömürlü rezin bağlantısı, yüksek tutuculuk ve iyi bir kenar uyumu sağlayarak restorasyonun ve dişin kırılmaya direncini arttıracaktır (Blatz ve ark 2003).

Rezin simanlar, rezin matriks ve inorganik doldurucu partiküllerinden oluşur. Düşük doldurucu içeriği ve viskozitesinden dolayı restoratif amaçlı kullanılan kompozitlerden farklıdırlar. Rezin simanlar hemen hemen hiç çözünmezler ve konvansiyonel simanlara göre oldukça dayanıklıdırlar (Shillinburg ve ark 1997). Doldurucu tiplerine göre mikro dolduruculu ve hibrit dolduruculu sistemler olarak ayrılırlar. Doldurucu partiküllerin büyüklüğü arttıkça organik matriks oranı düşer, polimerizasyon büzülmesi azalır ve dayanıklılığı artar. Rezinin mekanik özellikleri olumlu yönde etkilenir. Bu doldurucular ayrıca marjinal aşınma dirençlerini de yükseltir (Zaimoğlu ve Can 2004).

Rezin simanlar polimerizasyon şekillerine göre üç grupta toplanırlar. Bunlar; kimyasal olarak polimerize olanlar (chemical cure), ışık ile polimerize olanlar (light cure), hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olanlar (dual cure)'dır (Zaimoğlu ve Can 2004).

2.2.5.4.A. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar

Kimyasal yolla polimerize olan rezin simanlar çift pat sisteminde üretilmişlerdir. Patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzol peroksit, diğerinde polimerizasyonu hızlandıran aromatik tersiyer amin bulunur. Polimerizasyon iki patın karıştırılması ile başlatılır (Anusavice 2003). Bu tür rezinlerde, içerdikleri tersiyer aromotik aminlerin zamanla ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması ile amin renklenmesi görülür. Çalışma süresinin kısa olması da bir dezavantajdır (Zaimoğlu ve Can 2004).

2.2.5.4.B. Işık ile polimerize olan rezin simanlar

Işık ile aktive olan ilk kompozit rezinlerde polimerizasyon ultraviyole ışık ile başlatılmıştır. Günümüzde ise ultraviyole ışık ile polimerize olan kompozitlerin yerini polimerizasyon derinliğinin artması, çalışma zamanının kontrol edilebilir olması gibi avantajları ile görünür mavi ışık ile polimerize olan sistemler almıştır. Işık ile polimerize olan rezin simanlar tek pat şeklinde üretilmişlerdir. Görünür ışığın penetrasyonuna tamamen izin veren, kalınlığı 1,5-2 mm'den az olan ve translüsent yapıdaki seramik veya kompozit restorasyonların yapıştırılmasında kullanılır. Zamanla renk değişimi göstermezler. Çalışma süreleri restorasyonların yerleştirilmesi ve taşan simanın temizlenmesi için uygundur. Çeşitli renk seçenekleri mevcuttur (Anusavice 2003, Zaimoğlu ve Can 2004).

2.2.5.4.C. Kimyasal ve ışık ile polimerize olan rezin simanlar

Işıkla polimerizasyonla ilgili olarak polimerizasyon derinliğinin kısıtlı olması nedeni ile hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler geliştirilmiştir. Bu tür

rezinlerin kimyasal olarak polimerizasyon hızı yavaştır. Ancak fotokimyasal olarak rezine ilave bir polimerizasyon sağlanmıştır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen her ortamda kullanılması önerilen bu tip rezinler özellikle derin kavitelerde, 2 mm' den daha kalın kompozit uygulamalarında, girişin zor olduğu ara yüzeylerde başarılıdır (Anusavice 1996). Kimyasal ve ışık ile polimerize olan simanın ana madde kısmında kamforkinon gibi ışığa hassas polimerizasyon sistemleri, katalizör kısmında ise kimyasal polimerizasyon (peroxide/amin) sistemleri vardır (Ateş 2002).

3-MATERYAL VE METOT

İnley destekli sabit parsiyel protezlerin kırılma dayanımlarının incelenmesini amaçlayan bu tez çalışmasının yapım aşamaları; Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuarı, Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Konya As Dental Diş Laboratuarı, İzmir Dentek Dental Ltd. Diş Laboratuarı ve İzmir Anıl Dental Diş Laboratuarında gerçekleştirildi.

3.1.Doğal Dişlerin Toplanması

Tez çalışmasında planlanan inley destekli sabit parsiyel protezlerin kırılma dayanımlarının incelenmesi için 60 adet çürüksüz alt premolar ve 60 adet çürüksüz molar diş toplandı (Resim 3.1). Dişlerin toplanmasında; kök yüzeylerine yapılacak olan yapay periodontal ligament uygulamasını zorlaştıracağından yapışık ve kıvrık köklü dişlerin olmamasına dikkat edildi. Toplanan dişlerin üzerindeki doku artıkları ve debris tabakasının temizliği periodontal küretler, pomza ve polisaj seti♣ ile yapıldı. Temizliği takiben dişler % 0,1 'lik timol solüsyonu içerisinde 1 hafta süreyle dezenfekte edildi. Bir haftalık süre sonunda dişler timol solüsyonundan çıkarılarak çalışmanın sonuna kadar distile suda bekletildi.

3.2.Yapay Periodontal Ligament Hazırlanması

Dişlerin akrilik bloklara gömülmeden önce doğal periodontal ligamentin sağlayacağı hareket miktarınca mobil olabilmelerini sağlamak amacıyla yapay periodontal ligament hazırlanması planlandı. Mum eritme cihazı* daldırma mumuyla¤ dolduruldu (Resim 3.2). 90ºC sıcaklığa ayarlandı, toplanan dişler kronlarından presel ile tutularak apekslerinden servikal

---

♣*Solidex polishing kit Shofu, Ratingen, Germany.*
**Ceredip, Bego, Bremen, Germany.*
¤*Touchwachs, Bego, Bremen, Germany*

çizgiye kadar mum eritme cihazı içerisine batırıldı (Resim 3.3). 2 saniye daldırma mumu içerisinde bekletilip çıkartılarak kök yüzeyinde 0,2 mm.'lik kalınlıkta bir tabaka oluşturuldu (Resim 3.4). Aljinat ölçü maddesi[Ψ] ile dişlerin kök ucundan kron kısmının kontur kretine kadar olan kısmının ölçüsü alındı. Ölçüsü alınan dişlerin kök yüzeyindeki mum tabakası periodontal küretler ile temizlendi. Yapay periodontal ligament yapımında kullanılan ölçü maddesinin kök yüzeyinden ayrılmasını önlemek için kök yüzeyine kaşık adezivi[Δ] sürüldü. Aljinat ölçü maddesi ile alınan ölçülerin içerisine polieter ölçü maddesi[Ω] enjekte edildi ve dişler ölçü içerisine yerleştirildi. Polieter ölçü maddesi sertleştikten sonra dişler ölçü içerisinden çıkarıldı (Resim 3.5). Diş üzerindeki polieter ölçü maddesi mine sement sınırı boyunca bistüri ile kesilerek fazlalıklar uzaklaştırıldı. Bu sayede dişlerin kök yüzeyi mine sement sınırına kadar 0,2 mm kalınlığında polieter ölçü maddesi ile kaplandı (Resim 3.6).

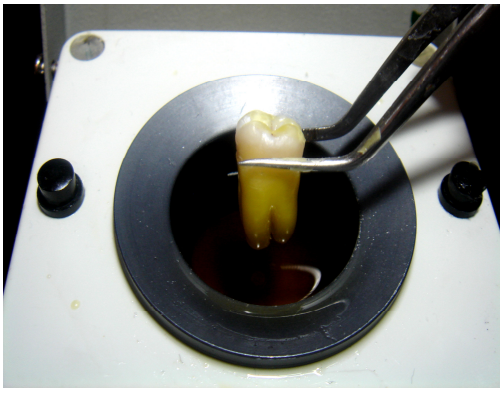


Resim 3.1 *Kök yüzeyleri temizlenmiş dişler.*



Resim 3.2 *Mum eritme cihazı ve daldırma mumu.*

[Ψ] *Tulip Alginate Cavex, Haarlem, Holland.*
[Δ] *Adhesive, Coltene, Alstatten, Switzerland*
[Ω] *Impregum Garant L Duasoft, 3M ESPE, Seefeld, Germany.*



Resim 3.3 *Dişlerin mum eritme cihazına daldırması* .



Resim 3.4 *Mumla kaplanmış kök yüzeyleri.*



Resim 3.5 *Aljinant ölçü ve polieter uygulanması.*



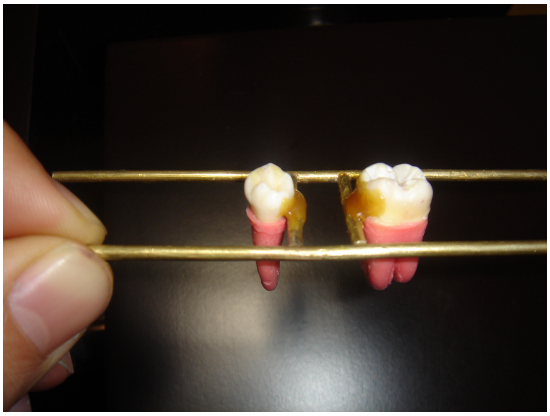
Resim 3.6 *Yapay periodontal ligament.*

3.3.Akrilik Kaidenin Hazırlanması

Doğal dentisyonda ağızda bulunan mandibular birinci molar dişlerin mezio-distal genişliğinin ortalama 11 mm. olduğu bilinmektedir (Ash 1992). Bu genişliği göz önünde bulundurarak alt 5 ve alt 7 nolu dişler arasına 11mm.'lik mesafe bırakacak mesing telden yapılmış aparattan yararlanıldı. Kök yüzeyi yapay periodontal ligament ile kaplı dişleri akril içerisine yerleştirmek için silikon kalıplar hazırlandı. Dişler uzun aksları birbirine paralel olacak şekilde ekvator hatlarından mesing tele sirkolant mumu[¥] ile sabitlendi (Resim 3.7). Uzun aksların birbirine paralelliği mezio-distal, bukko-lingual, serviko-okluzal yönde

[¥] *Glaswachs,, Giardino Vanini, Firenze, İtaly*

kontrol edilen dişler silikon kalıp içerisine yerleştirildi (Resim 3.8). Oda sıcaklığında polimerize olan polimetilmetakrilat yapıdaki soğuk akril[Φ] üretici firma talimatlarına uygun oranlarda 10 gr. toz, 15 ml. likit ile karıştırılarak akışkan kıvamda hazırlandı ve silikon kalıba dişlerin servikal çizgisi sınırına kadar akıtıldı. Akrilik rezinin tamamen polimerize olması için 15 dakika beklendi. Akriliğin polimerizasyonundan sonra model hazırlığı tesfiye ve cila işlemleri ile tamamlandı.



Resim 3.7 *Dişlerin sabitlenmesi.*

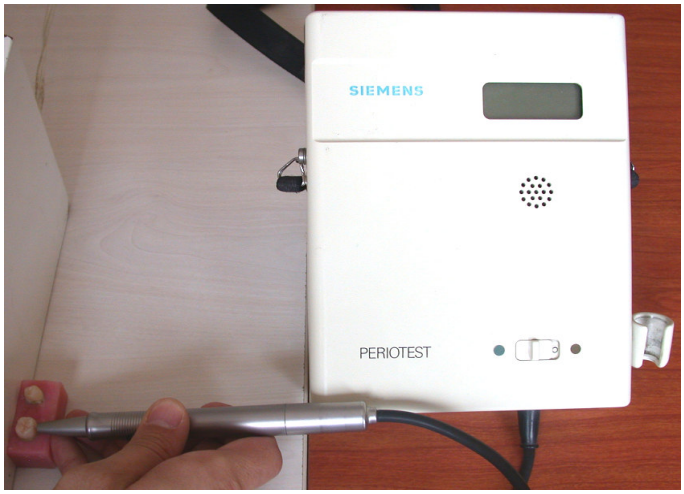


Resim 3.8 *Sirkolant mumu ve silikon kalıp.*

3.4.Periotest Ölçümlerinin Yapılması

Akrilik bloklar içerisindeki dişleri çevreleyen polieter esaslı ölçü maddesinin mobilite miktarının tespiti için periotest cihazı[Ж] kullanıldı. Mobilite ölçümleri periotest cihazına göre normal kabul edilen alt premolarlar için '0-3' ve alt molarlar için '-2-4' sayısal değer aralığında tutuldu. Akrilik bloklar içerisindeki dişler; servikal çizgilerine dik bir doğrultuda 2 mm. mesafeden periotest cihazı ile test edilerek mobiliteleri kontrol edildi. Normal kabul edilen değerlerden sapma gösteren dişler ayrılarak yapay periodontal ligament yapımı ve periotest ölçümleri tekrarlandı (Resim 3.9).

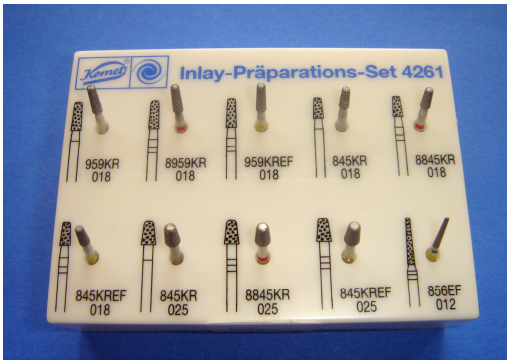
[Φ] *Meliodent, Heraus Kulzer, Germany*
[Ж] *Periotest Siemens, Bensheim, Germany*



Resim 3.9 *Periotest cihazı.*

3.5.Kavite Preparasyonlarının Hazırlanması

İnley destekli premolar ve molar dişlerin kavite preparasyonları paralelometreye[ω] bağlanan aeratör[Ш] ile inley preparasyon seti[⌂] kullanılarak gerçekleştirildi. (Resim 3.10, Resim 3.11, Resim 3.12). Premolar ve molar inley kaviteleri için santral fossada 2mm. okluzal derinliği, 1.5 mm. proksimal basamak derinliği, 1.5 mm basamak genişliği, premolarlarda 2 mm. ve molarlarda 3 mm.okluzal genişliği, premolarlarda 4 mm ve molarlarda 6 mm kavite uzunluğu ve kavite duvarları arasında 6º'lik açılanma değerleri sabit tutuldu.



Resim 3.10 *İnley preparasyon seti*



Resim 3.11. *Paralelometre*

[ω] *Paraskop, Bego, Bremer., Germany*
[Ш] *659B SUPERtorque LUX, Kavo, Dental, Biberach,Germany*
[⌂] *Inlay Preparations Set 4261; Komet, Gebr. Brasseler, Lemgo, Germany*



Resim 3.12.*İnley kavite preparasyonları.*

3.6. Ölçü İşlemi ve Model Elde Edilmesi

Kesim işlemi tamamlandıktan sonra iki aşamalı 'putty-wash' ölçü tekniği kullanılarak akrilik model üzerinden vinil polisiloksan esaslı ölçü maddesi[□] ile ölçü alındı. Bu işlem için standart plastik kalıplar kullanıldı (Resim 3.13). Alınan bu ölçülere vakumlu karıştırma cihazında[∩] hazırlanan tip 4 geliştirilmiş dental alçı[☼] dökülerek alçı modeller elde edildi.



Resim 3.13. *Ölçü işlemi.*

3.7. Restorasyonların Yapımı

Restorasyonların yapımı için hazırlanan örnekler, metal destekli seramik sistemi, 3 farklı tam seramik sistemi, 2 farklı fiberle güçlendirilmiş kompozit sistemi ile hazırlanmış inley destekli sabit parsiyel protezlerin yapımı için rasgele her grupta 10 örnek bulunan 6 gruba ayrıldı.

□*Zetaplus, Zhermack, Rovigo, Italy.*
∩*Motova SL, BEGO Bremen, Germany.*
☼*BegoStone Plus, BEGO, Bremen, Germany*

Çalışmada kullanılan tüm örnekler, standardizasyon sağlanması amacıyla, A2 renkte kor yapılardan, A2 renkte seramik tozlarından ve A2 renkte seromer materyalinden yapılmıştır.

Bu çalışmada inley destekli sabit parsiyel protezlerin yapımında kullanılan alt yapı ve üst yapı restoratif materyallerinin tipi, markası ve üretici firmaları Tablo 3.1'de verilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan restoratif materyaller.

Restorasyon Sınıfı	Alt Yapı Materyali Tipi Markası Üretici Firma	Üst Yapı Materyali Tipi Markası Üretici Firma
Metal Destekli Seramik	Ni-Cr Metal Alaşım Kera-n Eisenbacher Dentalwaren	Feldspatik Seramik VMK 95 VITA Zahnfabrik
Tam Seramik	Lityumdisilikat Seramik IPS Empress 2 Ivoclar Vivadent	Cam İnfiltre Seramik IPS Empress 2 Layering Material Ivoclar Vivadent
Tam Seramik	Lityumdisilikat Seramik IPS e.max Press Ivoclar Vivadent	Cam İnfiltre Seramik e.max Ceram Ivoclar Vivadent
Tam Seramik	Zirkonyum Oksit ICE Transparan Zirkon ZirkonZahn	Cam İnfiltre Seramik Keramik ZirkonZahn
Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit	Cam Fiber Vectris Ivoclar Vivadent	Seromer Adora Ivoclar Vivadent
Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit	Cam Fiber everStick StickTec.	Seromer Solidex Shofu

Çalışmada kullanılan örneklerin tümü standardizasyonun sağlanması amacıyla 4 x 4 mm. konnektör ebatlarında hazırlandı. Metal destekli ve tam seramik örneklerin alt yapı kalınlıkları 1 mm. olacak şekilde standardize edildi.

3.7.1 Metal destekli seramik örneklerin hazırlanması

Kavite yüzeylerine her bir katmanın kalınlığı 9-11 µm olan kalınlık lakı[☼] proksimal basamağa 1 kat, kavite iç duvarlarına 2 kat, kavite tabanı ve pulpa yan duvarlarına 3 kat uygulandı (Resim 3.14). Modeller yalıtıldıktan sonra her diş için sıcak mum yığma metodu ile mum modelajlar yapıldı (Resim 3.15). Gövde alt yapıları için dublike edilmiş standard gövde modelajları kullanıldı. Bitirilen mum modelajların marjinal uyumlarının kontrol edilmesinin ardından döküm işlemi için kanal hazırlanmasına geçildi. Tijlenip manşete alınan modelajların revetmanı[∓] 160 gr. tozun 37 ml. likit ile otomatik vakumlu karıştırıcıda[◘] karıştırılmasıyla döküldü. Revetman dökülmesi esnasında modelajların içerisinden başlanarak hava kabarcığı bırakılmamasına dikkat edildi. Revetman oda sıcaklığında 30 dakika bekletildikten sonra 850 °C derecede 1 saat süre ile ön ısıtma fırınında[≡] tutuldu. Ön ısıtma aşamasının tamamlanmasını takiben manşetler indüksiyon döküm cihazına[⫫] alınarak nikel-krom metal alaşımı[Θ] ile döküm işlemi yapıldı. Oda ısısısın da soğumaya bırakılan manşetler kırıldıktan sonra kanallar kesilerek ince tesviye safhasına geçildi. Karbon separe ve tungsten frezler kullanılarak metal alt yapılar ortalama 1 mm kalınlığa kadar inceltildi. Tesviyenin tamamlanmasını takiben alt yapılar 2 bar basınç altında 110 µm'luk aliminyum oksit tozu ile kumlama cihazında[*] kumlandı (Resim 3.16).

[☼] *Die-specer, Yeti Dental, Engen, Germany..*
[∓] *Heravest e-plus, Kulzer, Hanau, Germany.*
[≡] *Nüve MF 120 Kül Fırını, Altan Endüstriyel ve Laboratuvar Cih. A.Ş. İstanbul Türkiye.*
[◘] *Mix 240 D Vacuum Mixer Machines, Emmevi Dental, Badia Polesine, Italy.*
[⫫] *İndüksiyon Döküm Makinesi, Mikrotek Dental, İstanbul, Türkiye.*
[Θ] *Kera-n Ni-Cr Dental Alloy, Eisenbacher Dentalwaren, Woerth Germany.*
[*] *Korox 110 Bego, Bremen Germany.*

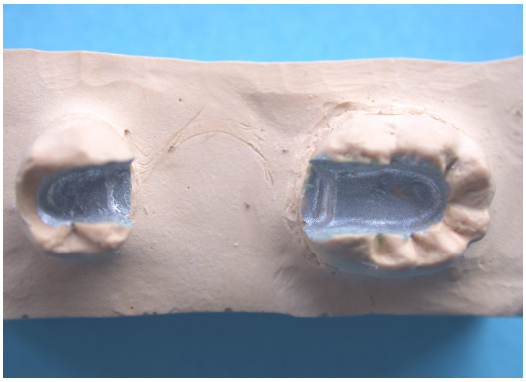
Metal alt yapılar hazırlandıktan sonra seramik üst yapının[±] yapımına geçildi. İlk olarak metal alt yapılar oksidasyon fırınlaması için seramik fırınına[III] yerleştirildi. metal yüzeye opaker uygulandı. Aynı fırında fırınlanan alt yapılar ikinci bir kat daha opaker uygulanması ve fırınlanmasının ardından dentin ve mine seramiklerinin uygulanmasına hazır hale geldi. Dentin ve mine seramik tozları likit ile karıştırıldıktan sonra yığma tekniği ile üst yapı morfolojisi hazırlanarak fırınlandı. İkinci bir uygulama ile gerekli düzetmeler yapılıp restorasyonlara son şekli verildi. 2.mine dentin fırınlamasının ardından glazür uygulaması ile metal destekli seramik örneklerin yapımı tamamlandı tüm fırınlama aşamaları vakum altında gerçekleştirildi (Resim 3.17).

Metal destekli seramik restorasyonların fırınlanmasında takip edilen sıcaklık ve süre çizelgesi Tablo 3.2 'de verilmiştir.

Tablo 3.2 Metal destekli seramik restorasyonların fırınlanmasında takip edilen sıcaklık ve süre çizelgesi.

Vita VMK 95 Metal Seramiği	Başlangıç ısısı	Dakikadaki ısı artışı	Son sıcaklık	Kapanış süresi	Vakumsuz süre
1.opak fırınlaması	600 °C	75 °C	950 °C	6 dak.	1 dak.
2.opak fırınlaması	600 °C	83 °C	930 °C	10 dak.	1 dak.
1.dentin-mine fırınlaması	600 °C	55 °C	930 °C	18 dak.	1dak.
2.dentin-mine fırınlaması	600 °C	55 °C	920 °C	18 dak.	1 dak.
Glazür fırınlaması	600 °C	75 °C	900 °C	7 dak.	1 dak.

[III] *Multimad C, Dentsply, Hanau, Germany.*
[±] *Vita VMK 95 Metal Ceramic, VITA Zahnfabrik, Säckingen, Germany.*



Resim 3.14. *Kavite lakı uygulanmış alçı modeller.*



Resim 3.15. *Alt yapı modelajı*



Resim 3.16. *Metal alt yapı.*



Resim 3.17.*Metal destekli seramik örnek.*

3.7.2. IPS Empress 2 örneklerin hazırlanması

Alçı modeller üzerine 9-11 µm kalınlık lakı[¥] uygulandı**.** Kalınlık lakının kurumasını takiben modeller izolasyon likiti[□] ile izole edilerek mum modelaj işlemine başlandı. Gövde alt yapıları için dublike edilmiş standart gövde modelajları kullanıldı. Alt yapısının mum modelajı tamamlandıktan sonra marjinal uyumları ve konnektör kalınlıkları kontrol edildi. Tijleme aşamasında 3 mm. kalınlığında 6-8 mm uzunluğunda tij mumu[±] ile her konnektöre 45-60° lik bir yaklaşım açısı ile birer kanal yerleştirilerek modelajlar manşet plastiğine tutturuldu.

[¥] *Die-specer, Yeti Dental, Engen, Germany.*

[□] *IPS d.SIGN Model Separator, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein.*

[±] *Geo Wax Wire Renfort, Hilzingen, Germany.*

Modelajlarla manşet arasındaki mesafenin 10 mm'den az olmamasına özen gösterildi. Manşet yapımında üretici firmanın hazır kağıt yaprakları[╬] halka şekline getirilerek kullanıldı. Kağıt halka manşet plastiğinin üzerine sıkıca yerleştirildi. Tijlenip manşete alınan modelajların revetmanı büyük manşet için 27 ml. su ve 27 ml. revetman likidi[◊] ve 200 gr.'lık revetmanın[Δ] vakumlu karıştırıcıda[Ψ] karıştırılması ile hazırlandı. Hazırlanan karışım restorasyon iç sınırlarından hava kabarcığı bırakmayacak şekilde yavaşça tüm manşete doldurduldu ve manşetin plastik kapağı kapatılarak taşan revetman temizlendi. 850 ºC'de 30 dakika ön ısıtma fırınında[*] kalan manşetler sürenin dolması ile fırından çıkarılıp içlerine önceden basılmış seramik çekirdeği olan büyük tip ingot[Δ] ve alüminyum oksit yapıda itici pistonu[¥] yerleştirilerek preslenmek üzere enjeksiyonlu döküm fırınına[╨] yerleştirildi (Resim 3.18). Presleme işleminin ardından 60 dakika oda sıcaklığında soğumaya bırakılan manşetler kumlama cihazında[∩] 4 bar basınçta 110 µm.'luk alüminyum oksit tozu kullanılarak kabaca temizlendi. Seramik yüzeyi açığa çıktıktan sonra ise basınç 2 bara düşürülerek kumlama işlemi tamamlandı. Seramik yüzeyinde oluşan beyaz renkli reaksiyon yüzeyinin kaldırılması için seramik alt yapılar revetman likidi[◊] içerisinde 10 dakika bekletildi. Ardından durulanan alt yapılar 1 basınç altında 110 µm.'luk alüminyum oksit tozu ile kumlanarak tamamen temizlendi (Resim 3.19).Bu aşamadan sonra alt yapıların kanalları elmas separe ile kesilerek uzaklaştırıldı.

[╬] *IPS Empress Universal Paper Ring, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein*
[◊] *IPS Empress 2 Invex likite (Ivoclar-Vivadent.*
[Δ] *Empress 2 Speed Ivoclar, Schaan, Liechtenstein.*
[Ψ] *Mix 240 D Vacuum Mixer Machines, Emmevi Dental, Badia Polesine, Italy*
[*] *Nüve MF 120 Kül Fırını, Altan Endüstriyel ve Laboratuvar Cih. A.Ş. İstanbul Türkiye.*
[Δ] *IPS Empress 2 Ingot Ivoclar, Schaan, Liechtenstein*
[¥] *Alox Plunger Ivoclar, Schaan, Liechtenstein.*
[╨] *EP 600 Ivoclar, Schaan, Liechtenstein*
[∩] *Korox 110 Bego, Bremen Germany.*
[◊] *Invex Liquid Ivoclar, Schaan, Liechtenstein*

Kanal çıkışlarının tesviyesi ve alt yapı kalınlığının her yönde kontrol edilmesinden sonra seramik alt yapılar 1 bar basınçta 110 µm'luk alüminyum oksit kumu ile kumlanarak alt yapı seramiği yapımı bitirildi (Resim 3.20).

Üst yapının ilk aşamasında dentin seramiği▲ ve likidi$^{\Theta}$ karıştırılarak ince bir tabaka halinde yüzeye sürüldü ve fırınlandı. Bu aşamadan sonra dentin ve mine▫ seramiği uygulanarak restorasyonun son şekli verildi. Glazür işlemi için glazür ve makyaj likidi^{III} ve glazür pastası^{ж} karıştırılıp uygulanarak tekrar fırınlandı (Resim 3.21).

IPS Empress 2 restorasyonların fırınlanmasında takip edilen sıcaklık ve süre çizelgeleri Tablo 3.3 'de gösterilmiştir.

Tablo 3.3 IPS Empress 2 restorasyonların fırınlanmasında takip edilen sıcaklık ve süre çizelgesi

IPS Empress 2	Başlangıç Isısı	Dakikadaki Isı Artışı	Son Sıcaklık	Kapanış Süresi	Vakumsuz süre	Vakum Başlangıç	Vakum Bitiş	Basınç
Press Değerleri	700ºC	60ºC	920ºC	-	20 dak	500ºC	920ºC	5 bar
İlk Fırınlama	403ºC	60ºC	800ºC	6 dak.	1 dak.	450ºC	799ºC	-
Dentin-Mine Fırınlamaları	403ºC	60ºC	800ºC	6 dak	2 dak	450ºC	799ºC	-
Glazür Fırınlaması	403ºC	60ºC	780ºC	6 dak	1-2 dak	450ºC	799ºC	-

▲*IPS Empress 2 Body, Ivoclar, Schann, Liechtenstin*

▫*IPS Empress 2 Incisal, Ivoclar, Schann, Liechtenstin.*

$^{\Theta}$*IPS Empres 2 Build-Up Liquid Ivoclar, Schaan, Liechtenstein.*

^{III} *IPS Empress Universal Glaze and Stain Liquid'*

^{ж} *IPS Empress Universal Glazing Paste*



Resim 3.18. *EP 600 döküm fırını*



Resim 3.19 *Tesviye öncesi IPS Empress 2 altyapı.*



Resim 3.20 *Tesviye sonrasıIPS Empress 2 alt yapı.*



Resim 3.21 *IPS Empress 2 altyapılı seramik örnek.*

3.7.3. IPS e.max Press örneklerin hazırlanması

Alçı modeller üzerine 9-11 µm kalınlık lakı[¥] uygulandı**.** Kalınlık lakının kurumasını takiben modeller izolasyon likiti[□] ile izole edilerek mum modelaj işlemine başlandı. Gövde alt yapıları için dublike edilmiş stantard gövde modelajları kullanıldı. Alt yapısının mum modelajı tamamlandıktan sonra marjinal uyumları ve konnektör kalınlıkları kontrol edildi. Tijleme aşamasında 3 mm. kalınlığında 6-8 mm uzunluğunda tij mumu[±] ile her konnektöre 45-60° lik bir yaklaşım açısı ile birer kanal yerleştirilerek modelajlar manşet plastiğine tutturuldu. Modelajlarla manşet arasındaki mesafenin 10 mm'den az olmamasına özen gösterildi.

[¥] *Die-specer, Yeti Dental, Engen, Germany.*

[□] *IPS d.SIGN Model Separator, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein.*

[±] *Geo Wax Wire Renfort, Hilzingen, Germany.*

Manşet hazırlanması işleminde üretici firmanın hazır kağıt yaprakları[╬] halka şekline getirilerek kullanıldı. Kağıt halka manşet plastiğinin üzerine sıkıca yerleştirildi. Tijlenip manşete alınan modelajların revetmanı büyük manşet için 27 ml. su ve 27 ml. revetman likidi[◊] ve 200 gr.'lık revetmanın[Δ] vakumlu karıştırıcıda[Ψ] karıştırılması ile hazırlandı. Hazırlanan karışım restorasyon iç sınırlarından hava kabarcığı bırakmayacak şekilde tüm manşete doldurulduğu ve manşetin plastik kapağı kapatılarak taşan revetman temizlendi. 850 ºC'de 30 dakika ön ısıtma fırınında[*] kalan manşetler sürenin dolması ile fırından çıkarılıp içlerine önceden basılmış seramik çekirdeği olan büyük tip ingot[Δ] ve alüminyum oksit yapıda itici pistonu[¥] yerleştirilerek preslenmek üzere enjeksiyonlu döküm fırınına[╩] yerleştirildi.

Presleme işleminin ardından 60 dakika oda sıcaklığında soğumaya bırakılan manşetler kumlama makinesinde[∩] 4 bar basınçta 110 µm.'luk alüminyum oksit kumu kullanılarak kabaca temizlendi. Seramik yüzeyi açığa çıktıktan sonra ise basınç 2 bara düşürülerek kumlama işlemi tamamlandı. Seramik yüzeyinde oluşan beyaz renkli reaksiyon yüzeyinin kaldırılması için seramik alt yapılar revetman likidi[◊] içerisinde 10 dakika bekletildi. Ardından durulanan alt yapılar 1 basınç altında 110 µm.'luk alüminyum oksit kumu ile kumlanarak tamamen temizlendi. Bu aşamadan sonra alt yapıların kanalları elmas separe ile kesilerek uzaklaştırıldı. Konnektör kalınlıkları bir kumpas yardımıyla kontrol edildi. Kanal çıkışlarının tesviyesi ve alt yapının 1 mm olması gereken kavitelerdeki kalınlığının her yönde kontrol edilmesi sonrasında seramik alt yapılar 1 bar basınçta 110 µm'luk alüminyum oksit kumu ile kumlanarak alt yapı seramiği yapımı bitirildi (Resim 3.22).

[╬] *IPS Empress Universal Paper Ring, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein.*
[◊] *IPS PressVEST Speed likite Ivoclar, Schaan, Liechtenstein.*
[Δ] *IPS PressVEST Speed Ivoclar, Schaan, Liechtenstein.*
[Ψ] *Mix 240 D Vacuum Mixer Machines, Emmevi Dental, Badia Polesine, Italy*
[*] *Nüve MF 120 Kül Fırını, Altan Endüstriyel ve Laboratuvar Cih. A.Ş. İstanbul Türkiye.*
[Δ] *IPS e.max Press Ingot Ivoclar, Schaan, Liechtenstein*
[¥] *IPS e.max Alox Plunger Ivoclar, Schaan, Liechtenstein.*
[╩] *EP 600 Ivoclar, Schaan, Liechtenstein*

Üst yapının ilk aşamasında dentin seramiği▲ ve likidiΘ karıştırılarak ince bir tabaka halinde yüzeye sürüldü ve fırınlandı. Bu aşamadan sonra dentin ve mine▫ seramiği uygulanarak restorasyonun son şekli verildi. Glazür işlemi için glazür ve makyaj likidiIII ve glazür pastasıж karıştırılıp uygulanarak tekrar fırınlandı (Resim 3.23).

IPS e.max Press restorasyonların fırınlanmasında takip edilen sıcaklık ve süre çizelgeleri Tablo 3.3 'de gösterilmiştir.

IPS e.max Press	Başlangıç Isısı	Dakikadaki Isı Artışı	Son Sıcaklık	Kapanış Süresi	Vakumsuz süre	Vakum Başlangıç	Vakum Bitiş	Basınç
Press Değerleri	700ºC	60ºC	920ºC	-	25 dak	500ºC	920ºC	3 bar
İlk Fırınlama	403ºC	50ºC	750ºC	4 dak.	1 dak.	450ºC	749ºC	-
Dentin-Mine Fırınlamaları	403ºC	50ºC	800ºC	4 dak	1 dak	450ºC	749ºC	-
Glazür Fırınlaması	403ºC	60ºC	725ºC	6 dak	1 dak	450ºC	724ºC	-

Tablo 3.3 IPS e.max Press restorasyonların fırınlanmasında takip edilen sıcaklık ve süre çizelgesi



Resim 3.22 *IPS e.max Press alt yapı.*



Resim 3.23 *IPS e.max Press seramik örnek.*

∩*Korox 110 Bego, Bremen Germany.*
▲*IPS e.max Ceram Body, Ivoclar, Schann, Liechtenstin*
▫*IPS e.max Ceram Incisal, Ivoclar, Schann, Liechtenstin.*
Θ*IPS e.max Ceram Build-Up Liquid Ivoclar, Schaan, Liechtenstein.*
III*IPS e.max Ceram Universal Glaze and Stain Liquid'*
ж*IPS e.max Ceram Universal Glazing Paste.*

3.7.4. ZirkonZahn örneklerin hazırlanması.

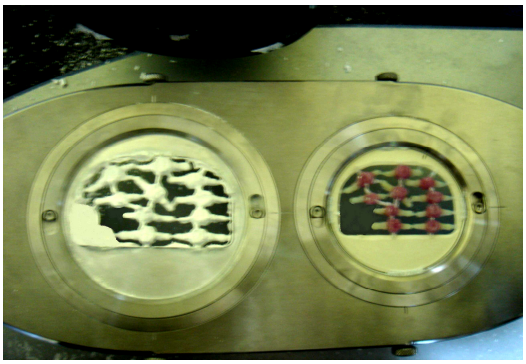
Alt yapıların modelajı için alçı modellerin kavite tabanı ve proksimal basamakları ışıkla sertleşen kompozit malzeme[¤] ile kaplandı. Gerekli düzeltme ve ilaveler yapıldıktan sonra 30 saniye ışıkla[▲] polimerize edildi. Ara gövde yapımı ışıkla sertleşen kaşık materyali[∩] şekillendirilerek tamamlandı ve akışkan kıvamda yapıştırıcı malzeme[₪] kullanılarak kavite modelajları ile birleştirildi. Hazırlanan alt yapı modelajları plastik şablon[Ψ] üzerine yerleştirildi ve kapladığı alan işaretlendi. İşaretlenen alan plastik şablon yüzeyinden kesilerek çıkarıldı. Alt yapı modelajları plastik şablon içerisine sabitlendi ve kopya-freze makinasının[Ψ] kazıma tablasının sağ bölmesine yerleştirildi. 75x93 mm. ebatlarında sinterlenmemiş zirkon blok[III] kazıma tablasının sol tarafına yerleştirildi ve kazıma işlemine hazır hale getirildi. Sağ taraftaki tarayıcı uç vasıtası ile modelaj yüzeyleri taranırken eş zamanlı olarak sol taraftaki elmas uçlu frezler ile zirkon blok kazındı. Alt yapıların genel sınırları şekillendirildikten sonra restorasyon marjinleri, kavite tabanı ve gövde altları taranarak şekillendirildi. Detaylı ve hassas kazıma için kullanılan elmas frez, tungsten frez ile değiştirildikten sonra gerekli yerlerde tarama ve kazıma işlemi tekrarlandı (Resim 3.24, Resim 3.25). Kazıma işlemi diğer örneklerle bağlantıyı sağlayan noktalar haricinde tamamlanan alt yapılar sağ taraftaki tabladan çıkarıldı. Elmas diskler ile alt yapıların bağlantı noktaları kesildi. Boyama işlemi için alt yapılar renk sıvısı[Θ] içerisinde 15 dakika bekletildi. Boyama işlemi tamamlanan altyapılar kurutma lambası[ǂ] altında 45 dakika bekletildi (Resim 3.26). Sinterleme fırını[♣] içerisine yerleştirilen altyapılar 1500ºC de 8 saat süresince sinterlendi (Resim 3.27).

[Ψ] *Zirkograph Milling Machine, Zirkonzahn, Bruneck, İtaly.*
[¤] *Rigit, Zirkonzahn, Bruneck, İtaly.*
[▲] *Quick Curing Light, Zirkonzahn, Bruneck, İtaly.*
[∩] *Vertex, Light Cure Tray Material, Heraeus-Kulzer, Hanau,Germany.*
[₪] *Glue„ Zirkonzahn, Bruneck, İtaly.*
[Ψ] *Template, Zirkonzahn, Bruneck, İtaly.*
[III] *ICE Transparan Zirkon Blanks, Zirkonzahn, Bruneck, İtaly.*
[Θ] *Colouring Liquids, Zirkonzahn, Bruneck, İtaly.*
[ǂ] *Drying Lamp, Zirkonzahn, Bruneck, İtaly.*
[♣] *Sinter Furnace, Zirkonzahn, Bruneck, İtaly.*

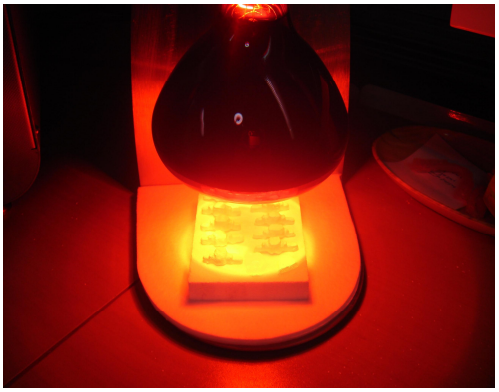
Sinterlenmiş zirkon alt yapılar kumlama cihazında∩ 1 bar basınçta 110 µm'luk alüminyum oksit kumu ile pürüzlendirildi (Resim 3.28). Dentin seramiği▲ ve likidiΘ karıştırılarak ince bir tabaka halinde yüzeye sürüldü ve 830 C°'de fırınlandı. Bu aşamadan sonra dentin ve mine▪ seramiği uygulanarak 820 C°'de fırınlandı. Glazür işlemi için glazür likidiIII ve glazür pastası⁂ karıştırılıp uygulanarak 810 C°'de tekrar fırınlanarak üst yapı seramiği yapımı bitirildi (Resim 3.29).



Resim 3.24 *Kopya freze makinesi.*



Resim 3. 25 *Taranmış ve kazınmış altyapılar.*



Resim 3.26 *Kurutma işlemi.*



Resim 3.27 *Sinterleme fırını.*

∩*Korox 110 Bego, Bremen Germany.*
▲*Ice Keramik Bady, Zirkonzahn, Bruneck, İtaly.*
▪*Ice Keramik Incisal,.Zirkonzahn, Bruneck, İtaly.*
Θ*IceKeramik Build-Up Liquid, Zirkonzahn, Bruneck, İtaly.*
III*IceKeramik Glaze and Stain Liquid, Zirkonzahn, Bruneck, İtaly.*
⁂*Ice Keramik Glazing Paste, Zirkonzahn, Bruneck, İtaly.*



Resim 3. 28 *Zirkon alt yapı.*



Resim 3.29 *Zirkon alt yapılı seramik restorasyon.*

3.7.5 Adora-Vectris örneklerin hazırlanması

Alt yapının hazırlanabilmesi için destek dişler arasında kullanılacak fiber uzunluğunun tespitinde sert sicim mumu[ж] kullanıldı. Modeller fiber matriksin yerleştirilebilmesi için laboratuvar tipi slikon ölçü[∩] maddesi ile çevrelendi. Alt yapı boşluğunun şekillendirilmesi amacı ile silikon ölçü maddesi üzerine fiber alt yapıyı taklit eden sert sicim mumu orta kısmı kavislendirilerek yerleştirildi (Resim 3.30, Resim 3.31). Silikon ölçü maddesi ile çevrelenmiş modeller iki kat model izolasyon likidi[₪] ile izole edildi. Daha sonra uygun uzunluktaki fiber alt yapı materyali[▲] model üzerine sıkıca oturtuldu. Model bu şekilde vakumlu ve ışık cihazına[♣] yerleştirildi (Resim 3.32). Polimerizasyon otomatik olarak tamamlandıktan sonra fiber alt yapı modelden çıkarıldı (Resim 3.33). Tungsten frezler ile tesviye edilen fiber alt yapı kumlama cihazında[⌂] 1 atmosfer basınç altında 110 µm'luk alüminyum oksit tozu ile kumlandı. Temiz bir fırça ile silan ajanı[╪] tüm yüzeyi ıslatacak biçimde sürüldü ve 1 dakika süreyle kurumaya bırakıldı. Hazırlanan fiber alt yapı model üzerine yerleştirilmeden önce kavite tabanı ve proksimal basamaklara kavite astar materyali[☼] uygulandı.

[ж] *Polywax, Bilkim, Ltd. Şti., İzmir, Türkiye.*
[∩] *Sil-Tech Ivoclar, Schaan, Liechtenstein.*
[₪] *SR Model Separator Ivoclar, Schaan, Liechtenstein.*
[▲] *Vectris Pontic, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein*
[♣] *Vectris VS1 Ivoclar, Schaan, Liechtenstein.*
[⌂] *Korox 110 Bego, Bremen Germany.*
[╪] *Vectris Wetting Agent Ivoclar, Schaan, Liechtenstein.*
[☼] *SR Adora Liner Ivoclar, Schaan, Liechtenstein.*

Fiber alt yapı kavite içerisine oturtuldu ve kavite astar materyali 20 saniye ışık cihazında[±] polimerize edildi (Resim 3.34).

Restorasyona son halini vermek için önce dentin seromer materyali[Ω] ardından mine seromer materyali[⇑] tabakalar halinde uygulandı (Resim 3.35). Her tabaka ışık cihazı altında 20 saniye polimerize edildi. Tüm restorasyon yüzeyleri polimerizasyonları esnasında hava ile teması kesmek için yalıtım jeli[Ш] ile kapatıldı. Isı ve ışık cihazında[ϕ] 25 dakika süreyle polimerize edildi (Resim 3.36, Resim 3.37). Polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra yalıtım jeli polisaj seti[♦] kullanılarak yüzeyden uzaklaştırıldı ve yapım işlemi tamamlandı.



Resim 3.30 *Silikon ölçü maddesi ve sicim mumu.*



.**Resim 3 31** *Vakumlu ışık cihazı içindeki fiber altyapı*



Resim 3.32 *Vakumlu ışık cihazı*

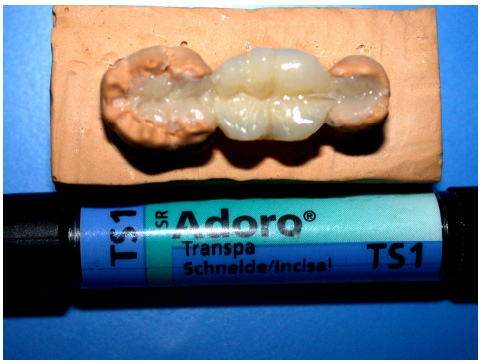


Resim 3 33 *Polimerizasyon sonrası fiber alt yapı.*

[±]*Quick*, *Ivoclar, Schaan, Liechtenstein.*
[Ω]*SR Adora Dentin, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein.*
[⇑]*SR Adora Transparan, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein.*
[Ш]*SR Gel, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein.*
[ϕ]*Lumamat 100 Ivoclar, Schaan, Liechtenstein.*
[♦]*Targis Polishing Kit, İvoclar, Schaan, Liechtenstein*



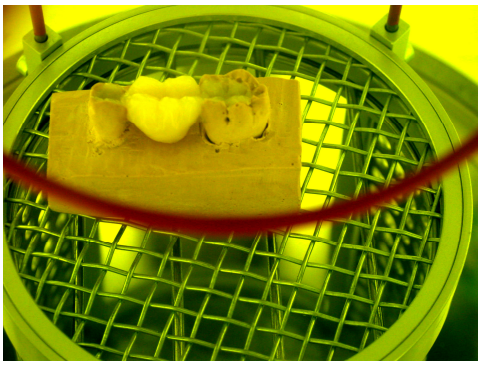
Resim 3.34 *Işık cihazı.*



Resim 3 35 *İnsizal seromeri* **.**



Resim 3.36 *Isı ve ışık cihazı*



Resim 3 .37 *Isı ve ışık cihazı içerisinde polimerizasyon işlemi***.**

3.7.6. EverStick-Solidex örneklerin hazırlanması

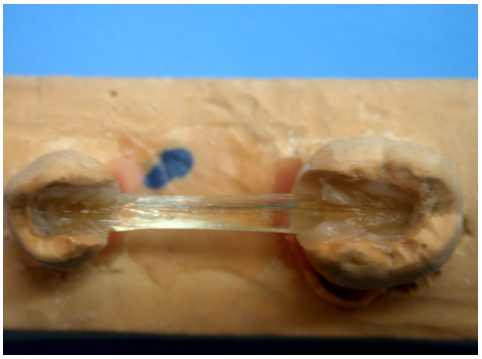
İnley destekli sabit parsiyel protezlerin indirekt teknik ile yapımı için uygun uzunluktaki fiber alt yapı materyali♥ kesildi. Fiberin uzunluğu bir kavitenin uzak duvarından diğerinin uzak duvarına kadar olacak şekilde tij mumu yardımı ile belirlendi. İzolasyon likidi sürüldükten sonra kaviteler akışkan kompozitΨ ile kısmen doldurduldu. Fiber alt yapı materyali kavitelere yerleştirildi. Uygun bir el aleti◊ ile sertçe bastırarak kavite tabanı ile fiberler arasında iyi bir temas olması sağlandı. Kavite içerisine yerleştirilen fiber 10 saniye süresince ışık cihazıД ile polimerize edildi. Kavite dışında kalan fiberin polimerizasyonunu engellemek için uygun bir el aleti∩ ile polimerizasyon ışığı kavite içerisinde sınırlandırıldı. Bir ark

---

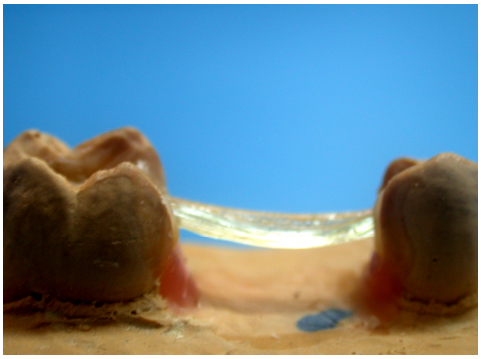
♥*everStick C&B, StickTech, Turku, Finland.*
Ψ*Ceramage Flowable Composite, Shofu, Ratingen, Germany.*
◊*Stick Carrier, StickTech, Turku Finland.*
Д*Optilux,Demetron Danburry,U.S.A*
∩*Stick Stepper, StickTech, Turku, Finland.*

oluşturmak için fiber alt yapı gövde bölümünde hafifçe kavislendirildi ve ışık cihazı ile 10 saniye polimerize edildi. Yine bir el aleti ile ışığın ikinci kaviteye gelmesi engellendi. Fiberlerin diğer kavitedeki kalan kısmı bir el aleti ile bastırılarak ışık cihazı ile 10 saniye polimerize edildi (Resim 3.38, Resim 3.39). Fiber alt yapı oluşturulduktan sonra üst yapının yapımına başlandı.

İlk olarak kavite üzerindeki fiber alt yapı yüzeyi, kavite duvarları ve gövde kısmı dentin seromeri[Д] ile kaplandı ve 20'şer saniye ışık cihazında polimerize edildi. Daha sonra ışık geçirgenliği arttırılmış insizal seromeri[Ш] ile kavite ve gövdenin okluzal kısımlarının son şekli verilerek 20'şer saniye ışık cihazında polimerize edildi. Bitim ve polisaj seti[Θ] kullanılarak okluzal yüzeydeki fissürler işlendi ve tüm yüzeyler polisajlandı (Resim 3.40). Yüzey pürüzlülüğünü gidermek ve destek dişlerin doğal görünümünü yansıtmak için rezin esaslı renk ve vernik seti[♦] temiz bir fırça ile restorasyon yüzeyine uygulandı (Resim 3.41). Yapımı tamamlanan restorasyonlar, ısı ve ışık cihazı[Ш] içerisine yerleştirildi 10 dakika süresince polimerize edildi (Resim 3.42, Resim 3.43).



Resim 3.38 *Fiber alt yapının kavitelere yerleştirilmesi.*



Resim 3.39 *Polimerizasyon sonrası fiber alt yapı.*

[Д] *Solidex Body, Shofu, Ratingen, Germany.*
[Ш] *Solidex İncisal, Shofu, Ratingen, Germany.*
[Θ] *Solidex Finishing Polishing Kit, Shofu, Ratingen, Germany.*
[♦] *Solidex Stain Kit, Shofu, Ratingen, Germany.*
[Ш] *Solidilite Ex, Shofu, Ratingen, Germany.*



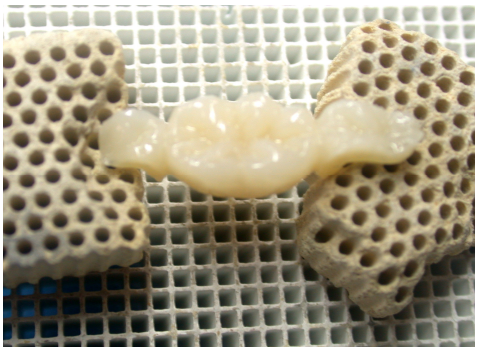
Resim 3.40 *.Seromer uygulaması.*



Resim 3.41 *Yüzey boyama işlemi.*



Resim3 42.*Isı ve ışık cihazı*



Resim 3.43.*Polimerizasyon sonrası fiber altyapılı seromer.*

3.8 Restorasyonların Simantasyonu

Hazırlanan örneklerin simantasyonunda dual-cure rezin siman☺ kullanıldı. Simantasyon üretici firmanın talimatlarına uygun olarak gerçekleştirildi. Diş yüzeylerine ve restorasyonların kavite yüzeylerine bakan kısımlarında farklı yüzey hazırlıkları yapıldı.

3.8.1 Diş yüzeyine yapılan hazırlıklar

1. Dişler hava su spreyi altında yıkanıp kurutulduktan sonra tüm kavite yüzeylerine %37'lik fosforik asit♦ fırça ile uygulandı ve 15 saniye bekletildi. Daha sonra basınçlı su ile 15 saniye yıkanarak asit yüzeyden temizlendi ve basınçlı hava ile kurutuldu.

☺ *Variolink II, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein*
♦ *Total Etch, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein.*

2. Kuru diş yüzeyine dentin bağlantı ajanı 'Syntac Primer' fırça ile uygulandı 15 saniye bekletildi ve basınçlı hava ile kurutuldu.

3. Dentin bağlantı ajanı 'Syntac Adeziv' fırça ile sürüldü 10 saniye bekletildi ve basınçlı hava ile kurutuldu.

4. Diş yüzeyine 'Heliobond' bağlantı ajanı fırça ile sürüldü.

3.8.2 Restorasyon yüzeylerine yapılan hazırlıklar

1. Metal alt yapılı ve zirkon alt yapılı seramik restorasyonlarda kavite yüzeylerine 'Metal/Zirconia Primer' fırça ile uygulandı, 3 dakika beklendi.

2. Lityum-disilikat alt yapılı seramik restorasyonların kavite yüzeyleri % 5'lik hidroflorik asit[◊] ile 60 saniye pürüzlendirildi, basınçlı su ile yıkandı ve kurulandı.

3. Tüm restorasyonların kavite yüzeylerine silan ajanı 'Monobons S' fırça yardımıyla sürüldü ve 60 saniye beklendi.

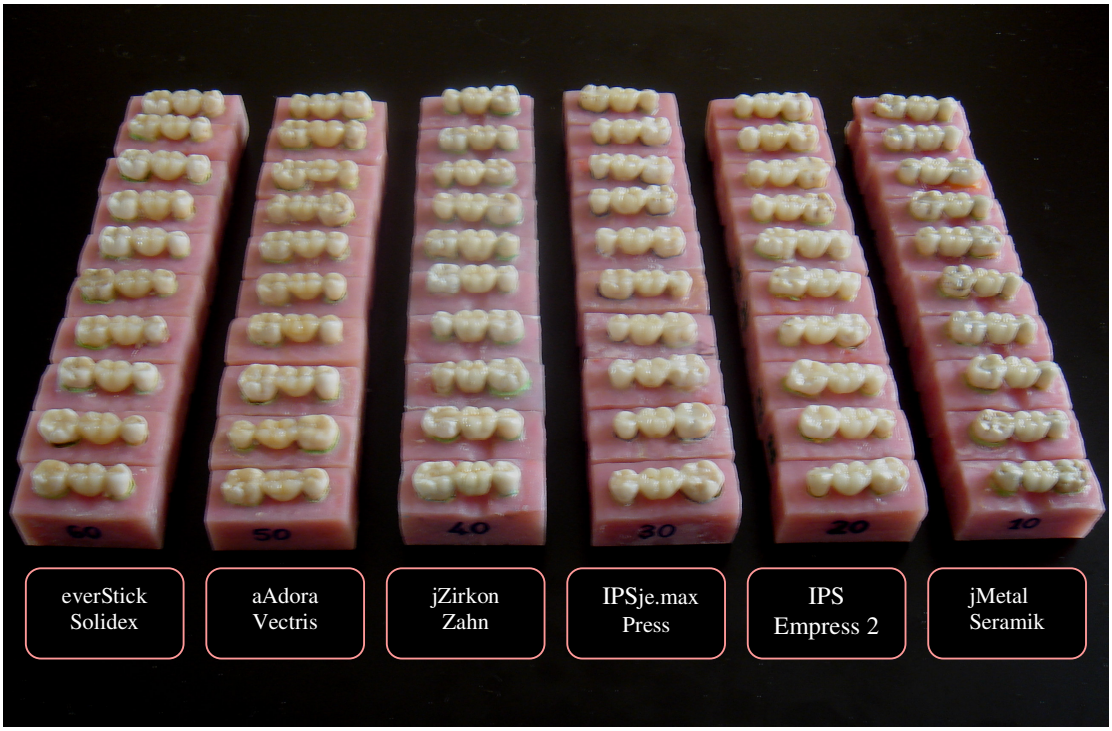
4. Tüm restorasyonların kavite yüzeylerine bağlantı ajanı 'Heliobond' fırça ile sürüldü.

A2 renginde yüksek vizköziteli 'dual-cure' rezin simanı, base ve katalizörü ile eşit oranda karıştırılıp kaviteler içerisine uygulandı. Sabit basınç altında polimerizasyon sağlaması için üniversal test makinesine[Ω] yerleştirilen örneklere 30 N'luk sabit yük uygulandı. Taşan siman bir fırça ile kavite marjinlerinden uzaklaştırıldı.Bu yük altında restorasyonların mezial, distal, bukkal, lingual ve okluzal yüzeylerinden 40 'ar saniye ışık cihazı[Д] uygulanarak polimerizasyon tamamlandı.

[◊] *IPS Ceramik Etching-gel, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein*
[Ω] *Üniversal Test Cihazı, Elista, İstanbul, Türkiye.*
[Д] *Optilux,Demetron Danburry,U.S.A.*

Oksijen ile teması kesmek için örneklerin marjinal kenarlarına yalıtım jeli sürüldü ve 30 N'luk sabit yük altında 5 dakika bekletildi. Siman artıkları polisaj lastikleri[≍] ile temizlenen örnekler polimerizasyon sürecinin bitmesi için distile suda oda sıcaklığında 24 saat bekletildi.

Yapımı tamamlanan ve simante edilen tüm örnekler termosiklus sonrası kırılma dayanıklılık testine hazır hale getirildi.



Resim 3.44. *Simantasyon sonrası tüm örnekler.*

3.9 Termosiklus Uygulaması

Tüm örnekler termosiklus cihazına[⏚] bağlandı. 5°C /55°C (±2°C)'de 5000 termosiklus uygulandı. Termosiklus makinesinin banyosunda örneklerin bekleme süresi 30 saniye, bir banyodan diğer banyoya geçiş süresi 2 saniye olarak gerçekleştirildi.

[⏚] *Nova, Konya, Türkiye.*
[☺] *Likit Strip, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein*

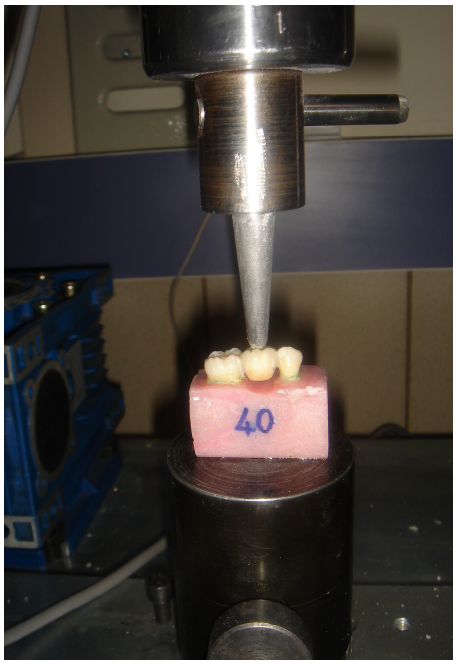
3.10. Kırılma Dayanımı Testi

Simantasyonları tamamlanan örneklerin kırılma dayanımlarının tespiti için 4000 N'a kadar yük uygulayabilen Üniversal Test Cihazı[Ω] kullanıldı (Resim 3.45).

Baskı kuvveti uygulaması için özel olarak hazırlatılan 5 mm. çaplı paslanmaz çelikten yapılmış kırıcı uç kullanıldı. Örnekler test cihazının alt tablasına yerleştirildi. Kırıcı uç örneklerin gövde bölümünde santral fossanın merkezine dik gelecek şekilde yerleştirilerek yükün örneğin uzun aksı boyunca uygulanması sağlandı (Resim 3.46). 0.5 mm/dk itme hızı ile bu noktadan örneklere kuvvet uygulandı. Kırılma anındaki uygulanan kuvvet miktarı değerleri Newton cinsinden, kuvvet uygulanmasından kırılma anına kadar olan uzama miktarı ise milimetre cinsinden kaydedildi.



Resim 3.45. *Üniversal test cihazı.*

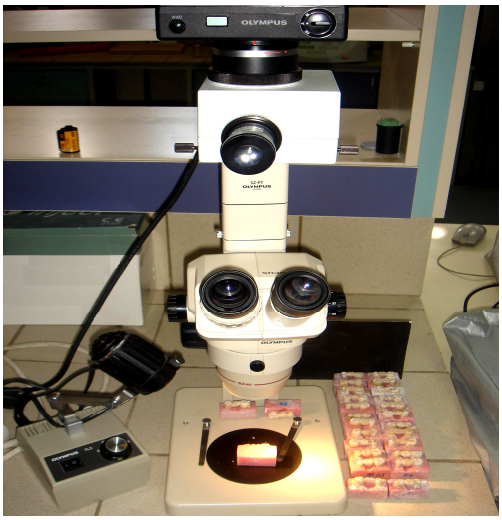


Resim 3.46. *Yük uygulanması.*

[Ω]*Elista,İstanbul, Türkiye*

3.11.Kırık Tiplerinin İncelenmesi

Baskı dayanıklılığı testi sonrasında kırık tipleri örneklerin radyografik• ve steromikroskobik[Π] görüntüleri kaydedilerek değerlendirildi. Örneğin odaklama mesafesi belirlendikten ve mikroskopta net görüntü elde edildikten sonra görüntü '× 10' büyütme ile incelendi. Görüntülerin kopyası mikroskoba bağlı kamera ile bilgisayara aktarıldı (Resim 3.47)



3.47. *Steromikroskop altında örneklerin incelenmesi*

3.12. İstatistiksel Değerlendirme

Kırılma dayanımı testi değerlerinden elde edilen verilerin normal dağılıma uygunluğunu araştırmak için 'Tek Örnekleme Kolmogorov Smirnov Testi' uygulandı. Gruplar arasındaki verilerin normal dağılıma uygun olmaması nedeni ile non parametrik bir test olan 'Kruskal Wallis Testi' yapıldı. Yapılan istatiksel analiz sonucunda grup ortalamaları arasındaki farklılığın önemli olduğu tespit edildi. Gruplar arası farklılığın hangi gruplar arasında olduğunun tespiti için 'Mann-Whitney U' testi yapıldı.

İstatiksel analizler SPSS 11.0 bilgisayar programında ve Mikrosoft Office Excel 2003 programı kullanılarak yapıldı.

[Π] *SZTP, Olympus, Japan.*

• *Heliodent, DS, Siemens, Munich, Germany.*

4.BULGULAR

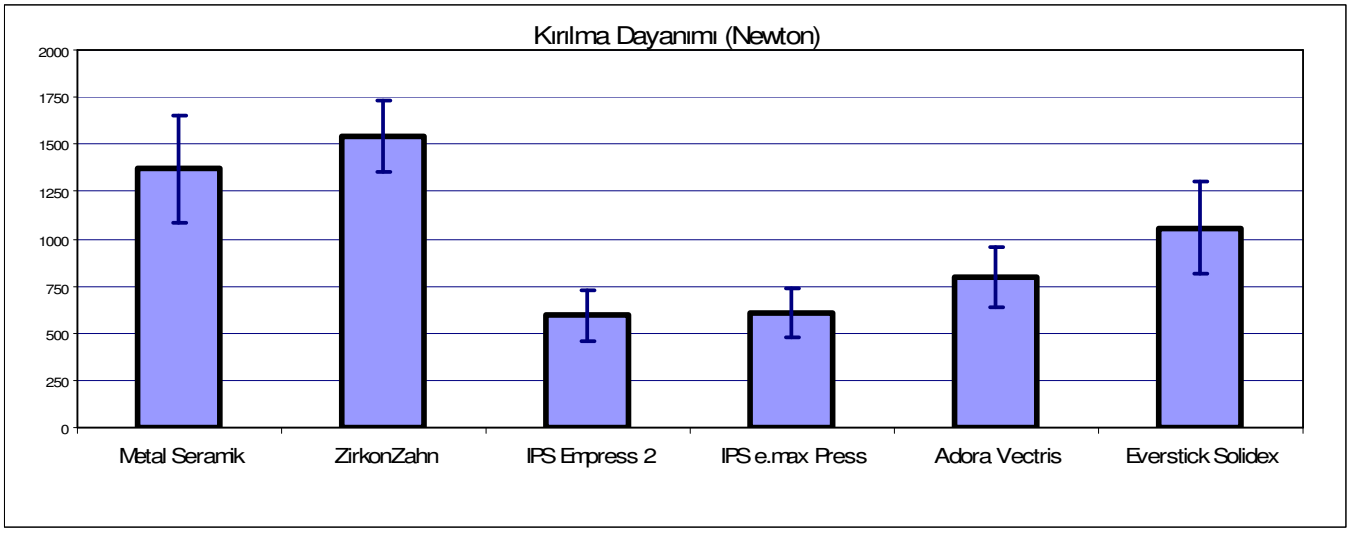
4.1.Kırılma Dayanımı Bulguları

Kırılma dayanıklılığı testi sonucunda elde edilen verilerin grup ortalamaları, standart sapmaları ve minimum-maksimum değerleri Tablo 4.1'de gösterilmiştir.

Gruplar	Ortalama	±Std.Sapma	Min.-Max.
Metal-Seramik	1371,41	283,25	1805,11-1003,72
ZirkonZahn	1539,82	191,16	1855,43-1214,89
IPS Empress 2	593,82	132,22	454,01-858,57
IPS e.max Press	606,20	129,36	446,98-777,15
Adora-Vectris	793,64	157,31	585,79-1064,78
everStick-Solidex	1056,90	243,84	759,69-1487,69

Tablo 4.1. *Kırılma dayanıklılığı testi sonuçlarının grup ortalamaları, ± standart sapmaları ve min.-mak. değerleri (Newton).*

Test grupları arasında en yüksek kırılma dayanımı değeri ortalaması 1539,82 N. ile ZirkonZahn ile restore edilen grupta görülmüştür. En düşük kırılma değeri ortalaması ise 593,82 N. ile IPS Empress 2 ile restore edilen grupta görülmüştür (Grafik 4.1)



Grafik 4.1. *Kırılma dayanımı testinden elde edilen değerlerin grup ortalamaları ve standart sapmaları.*

Kırılma dayanımı testi değerlerinden elde edilen verilerin normal dağılıma uygunluğunu araştırmak için 'Tek Örnekleme Kolmogorov Smirnov Testi' uygulandı. Gruplar arasındaki verilerin normal dağılıma uygun olmaması nedeni ile non parametrik bir test olan 'Kruskal Wallis Testi' yapıldı. Yapılan istatiksel analiz sonucunda grup ortalamaları arasındaki farklılığın önemli olduğu tespit edildi. Gruplar arası farklılığın hangi gruplar arasında olduğunun tespiti için 'Mann-Whitney U' testi yapıldı (Tablo 4.2).

GRUP	**N**	**P<0.05**		
		1	**2**	**3**
IPS Empress 2	**10**	593,8270		
IPS e.max Press	**10**	606,2000		
Adora-Vectris	**10**	793,6450		
everStick-Solidex	**10**		1056,9080	
Metal-Seramik	**10**			1371,4130
ZirkonZahn	**10**			1539,8240
Sig.		**,230**	**1,000**	**,412**
Kruskal Wallis X^2	**60**	**46,46 p=0,00**		

Tablo 4.2. *Mann-Whitney-U testi ve Kruskal Wallis testi tablosu.*

Yapılan istatistiksel analizler sonucunda IPS Empress 2, IPS e.max Press ve Adora-Vectris ile restore edilen grupların kırılma dayanımı değerleri arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$). EverStick-Solidex ile restore edilen grup ile diğer bütün gruplar arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$). Metal-Seramik ve ZirkonZahn ile restore edilen gruplar arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

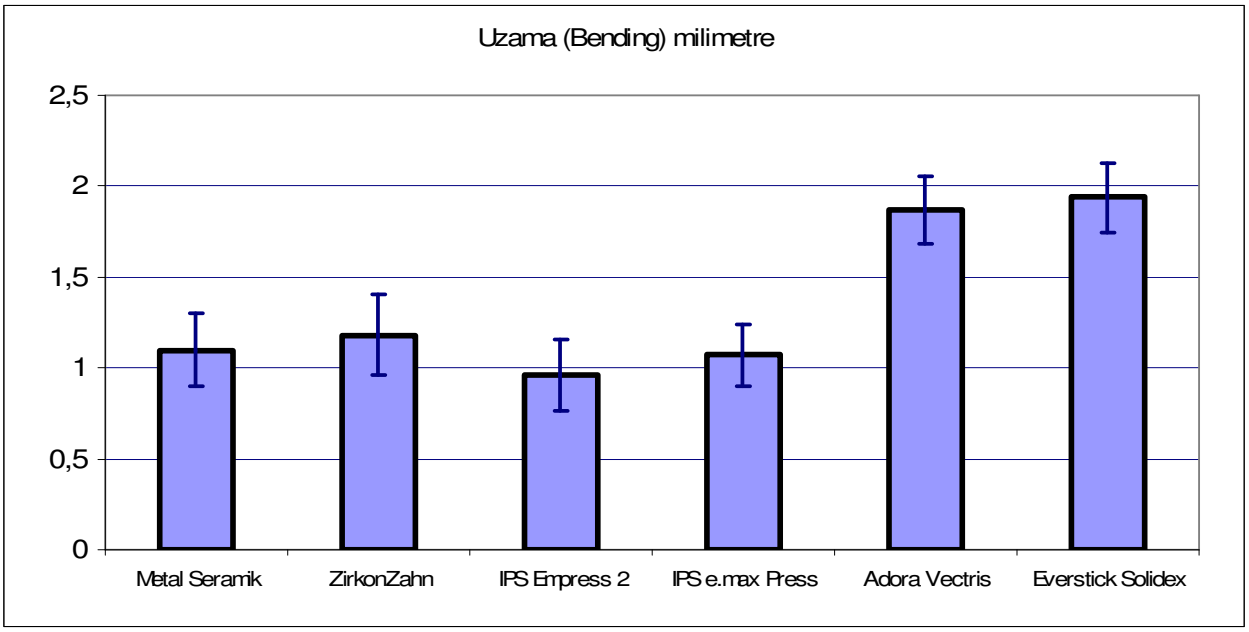
4.2.Uzama Bulguları

Kırılma dayanımı testi sonucunda elde edilen uzama verilerinin grup ortalamaları, standart sapmaları ve minimum-maksimum değerleri Tablo 4.3'de gösterilmiştir.

Gruplar	Ortalama	±Std.Sapma	Min.-Max.
Metal-Seramik	1,105	0,203	0,71-1,43
ZirkonZahn	1,189	0,224	0,90-1,65
IPS Empress 2	0,961	0,205	0,74-1,34
IPS e.max Press	1,077	0,170	0,75-1,26
Adora-Vectris	1,870	0,192	1,58-2,08
everStick-Solidex	1,941	0,198	1,65-2,18

Tablo 4.3. *Kırılma dayanımı testinden elde edilen uzama değerlerinin grup ortalamaları, ± standart sapmaları ve min.-mak. değerleri (Milimetre).*

Test grupları arasında en yüksek uzama değeri ortalaması 1,941 mm. ile everStick-Solidex ile restore edilen grupta görülmüştür. En düşük uzama değeri ortalaması ise 0,961 mm. ile IPS Empress 2 ile restore edilen grupta görülmüştür (Grafik 4.2).



Grafik 4.2. *Kırılma dayanımı testinden elde edilen uzama değerlerinin grup ortalamaları ve standart sapmaları.*

Kırılma dayanımı testi değerlerinden elde edilen uzama verilerinin normal dağılıma uygunluğunu araştırmak için 'Tek Örnekleme Kolmogorov Smirnov Testi' uygulandı. Gruplar arasındaki verilerin normal dağılıma uygun olmaması nedeni ile non parametrik bir test olan 'Kruskal Wallis Testi' yapıldı. Yapılan istatiksel analiz sonucunda grup ortalamaları arasındaki farlılığın önemli olduğu tespit edildi. Gruplar arası farklılığın hangi gruplar arasında olduğunun tespiti için 'Mann-Whitney U' testi yapıldı.

GRUP	**N**	**P<0.05**	
		1	**2**
IPS Empress 2	**10**	0,961	
IPS e.max Press	**10**	1,077	
Metal-Seramik	**10**	1,105	
ZirkonZahn	**10**	1,189	
Adora-Vectris	**10**		1,870
everStick-Solidex	**10**		1,941
Sig.		**0,127**	**0,967**
Kruskal Wallis X^2	**60**	**41,38**	**p=0,00**

Tablo 4.4. Man*n-Whitney-U testi ve Kruskal Wallis testi tablosu.*

Yapılan istatistiksel analizler sonucunda IPS Empress 2, IPS e.max Press, Metal-Seramik, ve ZirkonZahn ile restore edilen grupların uzama değerleri arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (p>0.05).Adora-Vectris ve everStick-Solidex ile restore edilen gruplar arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (p>0.05).

4.3. Kırık Tiplerinin İncelenmesi

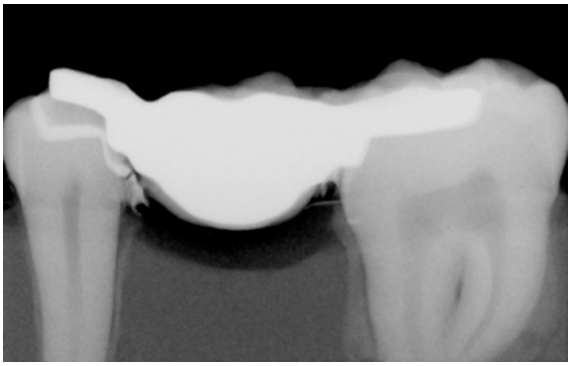
Kırma testinin ardından başarısızlık tipleri incelendi kırık hattının lokalizasyonuna göre 7 ayrı grup altında sınıflandırıldı (Tablo 4.4).

GRUP	Destek Diş	Distal Konnektör	Mezial Konnektör	Her iki Konnektör	Destek Diş ve Konnektör	Gövde	Gövde ve Konnektör
Metal Seramik	1	1	1	-	4	3	-
Zirkon Zahn	2	1	3	-	4	-	-
IPS Empress 2	-	1	2	1	-	3	3
IPS e.max Press	-	2	2	2	-	2	2
Adora Vectris	-	-	-	-	-	8	2
everStick Solidex	-	-	-	-	-	9	1

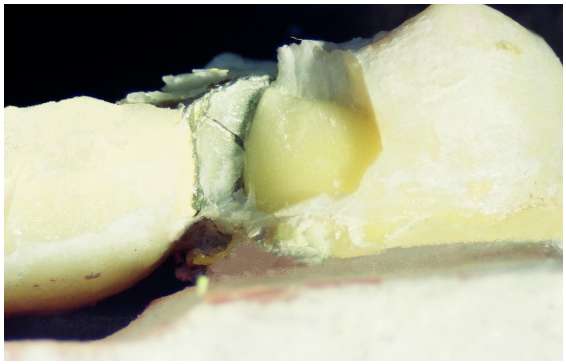
Tablo 4.4. *Kırık hattının lokalizasyonuna göre başarısızlık tiplerinin sınıflandırılması.*

4.3.1. Metal seramik restorasyonların incelenmesi

Kırma testi sonrası metal seramik restorasyonlar incelendiğinde ağırlıklı olarak destek diş ve konnektör başarısızlığı tespit edildi. Konnektör başarısızlıkları metal alt yapının kırılma olmaksızın eğilmesiyle meydana geldi. Mezial ve distal konnektörün eğildiği 2 örnekte restorasyonun diş yüzeyinden ayrıldığı gözlendi. Gövde başarısızlıklarında metal alt yapıyı içermeyen seramik üstyapı kırıkları gözlendi. (Resim 4.1, Resim 4.2).



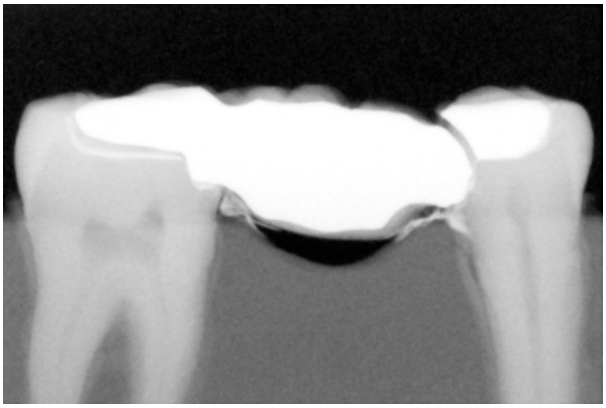
Resim 4.1 *Konnektör eğilmesi* .



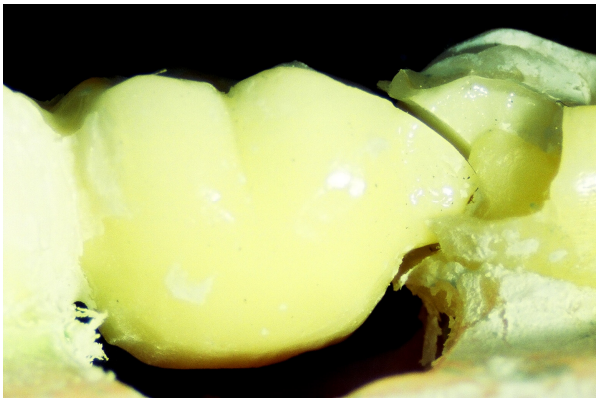
Resim 4.2. *Destek diş ve konnektör başarısızlığı.*

4.3.2. ZirkonZahn restorasyonların incelenmesi

ZirkonZahn restorasyonlardaki başarısızlık tipleri incelendiğinde ağırlıklı olarak destek diş ve konnektör kırığı tespit edildi. Mezial konnektör kırığı meydana gelen 2 örnekte restorasyonların diş yüzeyinden ayrıldığı gözlendi. (Resim 4.1, Resim 4.2).



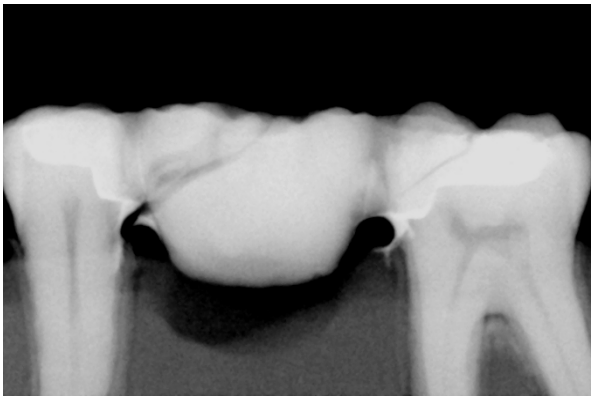
Resim 4.3. *Konnektör kırığı*



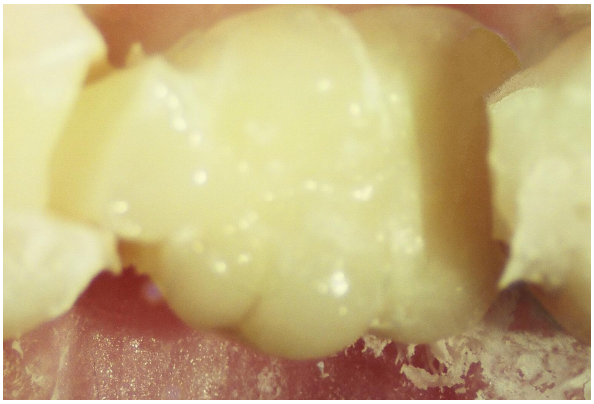
Resim 4.4. *Destek diş ve konnektör başarısızlığı.*

4.3.3. IPS Empress 2 restorasyonların incelenmesi

IPS Empress 2 restorasyonlardaki kırık tipleri incelendiğinde ağırlıklı olarak konnektör ve gövde başarısızlığı tespit edildi. Destek dişlerin hiç birinde kırık meydana gelmedi (Resim 4.5, Resim 4.6).



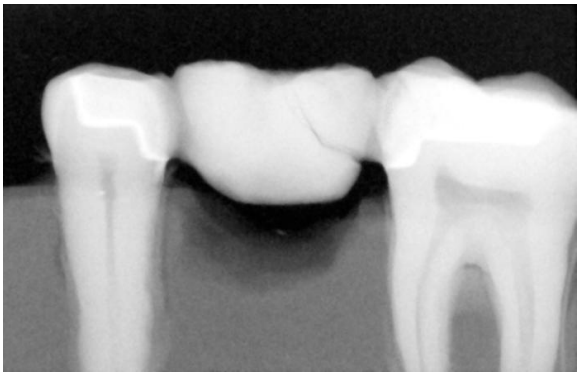
Resim 4.5.*Gövde ve konnektör kırığı.*



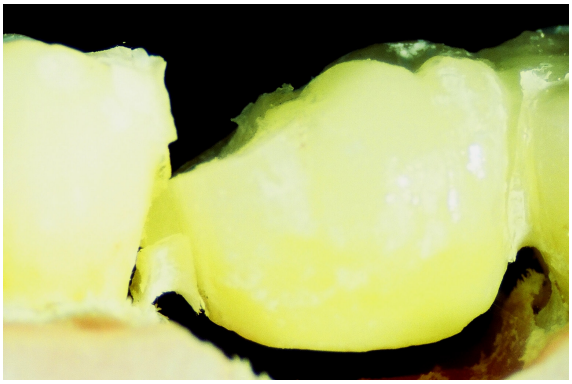
Resim 4.6. *Mezial ve distal konnektör kırığı.*

4.3.4. IPS e.max Press restorasyonların incelenmesi

IPS e.max Press restorasyonlardaki kırık tipleri incelendiğinde ağırlıklı olarak konnektör ve gövde başarısızlığı tespit edildi. Destek dişlerin hiç birinde kırık meydana gelmedi (Resim 4.7, Resim 4.8).



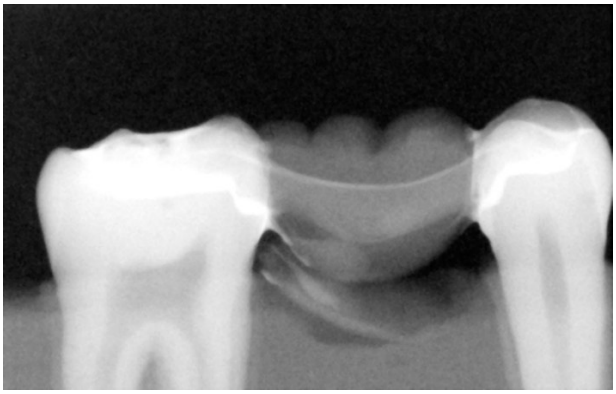
Resim 4.7.*Gövde kırığı.* .



Resim 4.8. *Gövde ve konnektör kırığı.*

4.3.5. Adora-Vectris restorasyonların incelenmesi

Adora-Vectris restorasyonlardaki kırık tipleri incelendiğinde ağırlıklı olarak gövdede kırık tespit edildi. Destek dişlerin hiç birinde kırık meydana gelmedi. Sadece bir örnekte fiber alt yapıyıda içeren gövde kırığı gözlendi diğer örneklerde sadece seromer üst yapı kırığı meydana geldi (Resim 4.9, Resim 4.10).



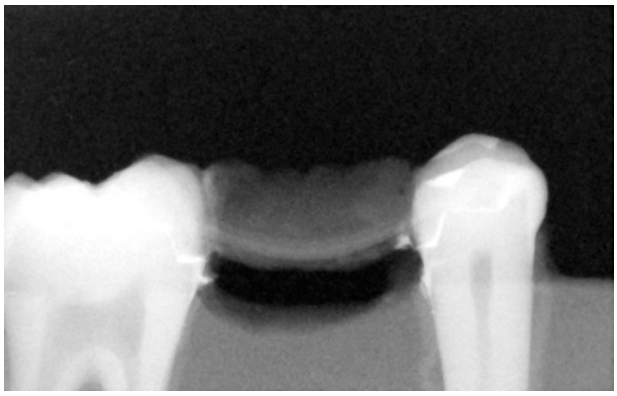
Resim 4.9.*Gövde kırığı.* .



Resim 4.10. *Fiber alt yapıyıda içeren gövde kırığı.*

4.3.6. Everstick-Solidex restorasyonların incelenmesi

EverStick-Solidex restorasyonlardaki kırık tipleri incelendiğinde ağırlıklı olarak gövdede kırık meydana geldi. Destek dişlerin hiç birinde kırık gözlenmedi. Örneklerin tamamında fiber alt yapıyı içermeyen seromer üst yapı kırığı tespit edildi (Resim 4.7, Resim 4.8).



Resim 4.11.*Gövde kırığı.*



Resim 4.12. *Gövde kırığı.*

5.TARTIŞMA VE SONUÇ

Dişhekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin dayanıklılıklarının tespitinde izlenecek en iyi yol test edilmesi planlanan materyalin ağız ortamına benzer tasarımda hazırlanarak testin gerçekleştirilmesidir. Standart örneklere uygulanan testler tekrarlanabilir sonuçlar alınmasına olanak verirken, ağızda kullanılacak materyallerin mekanik özelliklerinin tespitinde doğal dişlerin kullanılması ve klinik şartların yansıtılması, materyallerin maruz kalacakları kompleks kuvvetlere karşı gösterecekleri dayanıklılığın tespitinde daha sağlıklı sonuçlar verecektir (Çalıkkocaoğlu 1981, Burke ve ark 2002).

Koutayas ve ark (2000), yapılan çalışmalarda metalden yapılmış dişler kullanıldığında preparasyonun standardize edilebilmesinin bir avantaj olduğunu, ancak doğal dişlerin elastik modülüs değerleri, kompozit rezine bağlantı, ısı iletimi ve kırılma dayanımı açısından klinik şartları daha iyi taklit ettiğini; bu nedenle in-vitro testlerde doğal diş kullanımının daha uygun olduğunu bildirmişlerdir.

İn-vitro çalışmalarda kullanılan doğal dişlerin boyutlarında ve mekanik özelliklerinde geniş farklılıkların olması, pulpa ile dentin arasındaki mesafenin standardize edilememesi doğal diş kullanımının dezavantajlarını oluşturmaktadır (Rosentritt ve ark 2000, Wood ve ark 2006).

Rosentritt (2000), doğal destek diş, metalden hazırlanmış destek diş ve likit kristal polimerden hazırlanmış destek dişlerin in-vitro testlerde kırılma dayanımına etkilerini araştırdığı çalışmasında kron yapımında destek diş olarak doğal dişlerin kullanıldığı durumlarda kırılma dayanımının diğer iki gruptan düşük değerlerde gerçekleştiğini tespit etmiştir.

Bizim çalışmamızda, destek diş olarak periodontal harabiyet ve ortodontik tedavi amaçlı çekilmiş doğal dişler kullanıldı. Çekilen dişler % 0,1 'lik timol solusyonu içerisinde bekletilerek kuru ortamda kalmaları ve mikrobiyal aktiviteleri engellendi (Sparrius ve Grossman 1989, Stamouli 2006).

Periodontal ligament dişler üzerine gelen streslerin absorbsiyonu ve iletiminde önemli bir anatomik yapıdır. Diş üzerine yük geldiğinde periodontal fibriller sıkışır ve diş yavaşça kök yönünde hareket eder; kuvvetin miktarı arttıkça periodontal ligament rijit bir hale gelir ve tıpkı bir hidrolik sistem gibi uygulanan kuvveti kök yüzeyi boyunca alveoler kemiğe transfer eder (Pini 2002, Soares ve ark 2005).

Rees (2001), sonlu elemanlar stres analiz metodu kullanarak periodontal ligamentin önemini araştırdığı çalışmasının sonucunda; in-vitro ve sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında periodontal ligament ve alveoler kemik yapısının karakteristiğinin mutlak yansıtılması gerektiğini bildirmiştir.

Soares ve ark (2005), in-vitro çalışmalarda yapay periodontal ligament yapımının dişlerin kırılma dayanımlarına etkilerini araştırdıkları çalışmalarında, yapay periodontal ligament yapılan dişlerin, yapay periodontal ligament yapılmayan dişlerden daha düşük kırılma dayanımı gösterdiğini; aynı zamanda yapay periodontal ligamentin dişlerdeki kırık tiplerini değiştirebildiğini rapor etmişlerdir. Aynı çalışmada yapay periodontal ligament yapımında kullanılan polieter, polisülfit ve poliüretan elastomerik ölçü maddelerinin kırılma dayanımlarına etkileri arasında istatiksel olarak fark olmadığı bildirilmiştir.

Çalışmamızda dişlerin kök yüzeyleri 0,2 mm kalınlığında polieter ölçü maddesi ile kaplanarak yapay periodontal ligament elde edilmiştir (Behr ve ark 1999, Wolfart ve ark 2007).

Sabit protezlerde kullanılan restoratif materyallerin fiziksel özellikleri kırılma dayanımlarına etki eden en önemli faktör olmakla birlikte preparasyon dizaynı, dişsiz boşluk mesafesi, konnektör boyutu, yapıştırıcı simanın cinsi kırılma dayanımlarını etkileyen diğer faktörler olarak sıralanabilir (Scherrer ve ark 1996, Song ve ark 2003). Restorasyonların kırılma dayanıklılık testleri geometrik olarak iyi tanımlanmış eğme testleri gibi standart bir metod değildir. Uygulanan kuvvetin yönü, uygulanan yükün lokasyonu, yükleme ucunun çapı, termosiklus ve periyodik ön yükleme gibi pek çok faktör bu testin sonuçlarını etkiler (Friedlander 1990, Pröbster 1992, Ku ve ark 2002).

İnley destekli sabit parsiyel protezlerde molar ve premolar diş eksikliklerinde farklı preparasyon dizaynlarının ve pontik mesafesinin kırılma dayanımına etkilerinin araştırıldığı bir in-vitro çalışmada fiber ile güçlendirilmiş kompozit olan Targis-Vectris sistemi ile üretilen kutu ve tüp şeklindeki iki farklı preparasyon dizaynı karşılaştırılmıştır. Premolar diş eksikliğine karşılık 7 mm pontik mesafesi bırakılan ve destek dişlerde tüp şeklinde preparasyon yapılan grubun kırılma dayanımı 1368 N, kutu preparasyonu bulunan grubun kırılma dayanımı ise 1779 N olarak bulunmuştur. Molar diş eksikliğine karşılık 11 mm pontik mesafesi bırakılan ve destek dişlerde tüp şeklinde preparasyon yapılan grubun kırılma dayanımı 885 N, kutu şeklinde preparasyona sahip gurubun kırılma dayanımı ise 1336 N olarak gerçekleşmiştir. Çalışmanın sonuçları değerlendirildiğinde pontik mesafesi artıkça kırılma dayanımının azaldığı ve kutu preparasyon dizaynına sahip örneklerin kırılma dayanımlarının daha yüksek olduğu görülmüştür. Kırık tipleri incelendiğinde tüm örneklerde fiber alt yapıyı içermeyen gövde kırığı meydana gelmiştir. Kutu şeklinde kavitelere sahip örneklerde restorasyonların diş yüzeyi ile bağlantısında ayrılma olmazken tüp şeklinde kavitelere sahip örneklerin yarısında restorasyonun diş yüzeyinden ayrıldığı tespit edilmiştir (Song ve ark 2003). Benzer bir çalışmada kutu şeklinde preparasyon dizaynı uygulandığında okluzo-gingival konnektör boyutunun tüp şeklinde preparasyon dizaynına oranla daha kalın

tutulabileceği dolayısı ile kırılma dayanımının daha yüksek olacağı, bu nedenle klinikte posterior bölgede diş eksikliklerinde inley destekli sabit parsiyel protezlerde kutu şeklinde preparasyon dizaynının uygulanması gerektiği bildirilmiştir (Ellekwa ve ark 2001).

İnley destekli sabit parsiyel protezlerde farklı restoratif materyallerin ve destek dişlerdeki preparasyon dizaynlarının sonlu elamanlar stres analiz yöntemi ile incelendiği bir başka çalışmada slot, iki yüzlü (MO-DO) ve üç yüzlü (MOD) kavite dizaynları arasında; yüzey sayısı ile zararlı stres oluşumu arasında anlamlı bir ilişki olmadığı gözlense de iki yüzlü kavite dizaynının daha sağlam bir yapı ortaya koyduğu belirtilmiştir (Magne ve ark 2002).

Çalışmamızda inley destekli sabit protezlerin klinik kullanımlarında tavsiye edilen kutu şeklinde preparasyon dizaynı uygulanmıştır. Daimi dentisyon sonrasında ağızda eksikliğine en sık rastlanılan diş olan mandibular birinci molar eksikliğini yansıtmak için mandibular premolar ve mandibular molar destek dişler arasında alt birinci molar dişin meziodistal anatomik genişliğine karşılık 11 mm boşluk bırakılmıştır.

Piyasaya sürülen her yeni materyal kullanılacağı alanda önceki materyallerin özelliklerini geliştirdiği iddiasını taşır. Bu hedefe ulaşılıp ulaşılamadığı yeni tanıtılan materyallerin o zamana kadar kullanılan en başarılı materyal ile karşılaştırılarak test edilmesi ile mümkündür. Sabit protetik restorasyonlarda kullanılan estetik materyaller içerisinde günümüze kadar en yüksek klinik başarı oranını veren seçenek metal-seramik restorasyonlar olmuştur. Coomaert (1984), 5 yıllık bir klinik takip çalışması sonrasında tam kaplama tipte metal-seramik sabit protetik restorasyonların klinik başarısının % 95 oranında gerçekleştiğini rapor etmiştir. Benzer bir çalışmada 20 yıllık klinik takip sonrasında tam kaplama tipte metal-seramik sabit protetik restorasyonların klinik başarısının % 65 oranında gerçekleştiği rapor edilmiştir. (Lindquist ve ark 1998). Çalışmamızda kontrol grubu olarak metal-seramik restorasyonların bulunması, test edilen tam seramik ve fiberle güçlendirilmiş kompozit

restorasyonların mekanik direnç değerlerinin yüksek klinik başarı yüzdesine sahip olan metal-seramik restorasyonlarla karşılaştırılabilmesine olanak sağlamıştır.

Metal alt yapıyla desteklenen seramik restorasyonlar üstün mekanik özellikleri sayesinde hem posterior diş eksikliklerinde hem de anterior bölgedeki estetik restorasyonlarda yıllardır başarı ile kullanılmaktadır. Ancak metal alt yapının diş etinden yansıması, korozyonu ve ışık geçirgenliğine izin vermemesi gibi dezavantajları metal desteksiz restorasyonların geliştirilmesini hızlandırmıştır (Anusavice 1996, Mc Lean ve Odont 2001).

1990 yılından itibaren kullanıma sunulan zirkonyumoksit esaslı seramikler üstün mekanik özellikleri, dokularla biouyumluluğu, düşük bakteri adezyonu ve geleneksel simantasyona uygun olması nedeni ile metal destekli seramik restorasyonlara en güçlü alternatif olarak kabul edilmekte ve kullanımları gün geçtikçe yaygınlaşmaktadır (Raigrodski 2004). Literatür bilgiler incelendiğinde zirkonya ile güçlendirilmiş seramik restorasyonların klinik kullanımları ile ilgili uzun dönem çalışmalar olmamakla birlikte kısa dönem klinik bulguları yüksek başarı oranları sergilemektedir (Piconi 1999, White ve ark 2005, Raigrodski 2006).

Çalışmamızda kullanılan üç metal desteksiz sistemden biri olan ZirkonZahn sistemi yitribium ile güçlendirilmiş zirkonya blokları kullanan anolog kopya freze sistemidir. Zirkonya alt yapılı restorasyonların hazır bloklar kullanılarak aşındırma tekniği ile elde edilmesi klasik yöntemlerdeki revetmana alma ve döküm aşamalarında meydana gelebilecek olan termal ve mekanik değişimlerin etkisini ortadan kaldırmakta, ve marjinal adaptasyon değerlerinin kabul edilebilir sınırlar içerisinde tutulmasına katkı sağlamaktadır (Sundh ve Sjogren 2006, Sulaiman ve ark 1997).

Çalışmada test edilen lityum disilikat alt yapılı tam seramik sistemlerinden biri olan IPS Empress 2 sistemi üretici firmanın bir önceki materyali olan ve sadece inleyler ve anterior

kronlar için önerilen IPS Empress sisteminin geliştirilmesiyle 3 üye köprüleri endikasyon sınırları içerisine almıştır. Kimyasal yapısı içerik olarak hemen hemen IPS Empress 2 materyali ile aynı olan diğer lityum disilikat alt yapılı tam seramik test materyali IPS e.max Press sisteminin ışık geçirgenliği ve mekanik özellikleri fırınlama işlemi ve yapısında meydana gelen gelişmelerden dolayı ilerleme göstermiştir. (Christian ve ark 2006, Josephine ve ark 2006).

Çalışmamızda kullanılan IPS Empress 2 ve IPS e.max Press lityum disilikat alt yapı materyalleri üzerine kullanılan üst yapı materyalleri floro apatit içerikli cam seramiktir. İçeriğindeki floro apatit miktarı düşürülen yeni kuşak IPS e.max Ceram materyali IPS Empress 2 Layering Ceramic'e göre daha düşük termal genleşme değerleri göstermesine rağmen, her iki materyalin kırılma dayanımları arasında önemli bir fark bulunmadığı rapor edilmiştir (IPS e.max Ceram Scientific Doc, Spiegel 2004).

Fiberle güçlendirilmiş kompozit sistemlerin uzun dönem klinik uygulamalarında fiber alt yapının fiziksel özelliklerinin yanı sıra kullanılan üst yapı kompozitinin özellikleri de oldukça etkilidir. İnorganik doldurucu oranı yükseltilmiş özel bir kompozit sistemi olan seromerlerin başarısında sertlik değerleri önem taşımaktadır (Rosentritt 2004). Miranda ve ark (2003), inorganik doldurucu miktarları Artglass (Heraus) % 68, Sinfony (3M Espe) % 45, Solidex (Shofu) % 53 ve Targis (Ivoclar) % 55 olarak bilinen seromer sistemlerinin sertlik değerlerini inceledikleri çalışmalarının sonucunda Targis sistemini yüksek, Solidex ve Artglass sistemini orta, Sinfony sistemini düşük sertlik değerine sahip sistemler olarak sınıflandırmıştır.

5 yıllık bir klinik takip çalışmasında mandibular ve molar diş eksikliklerini gidermek için inley destekli, kron destekli ve her iki destek tipinin kombinasyonu şeklinde planlanan restorasyonlar Stick ve everStick fiber sistemleri ile güçlendirilerek uygulanmıştır. Yapılan

çalışmada toplam 29 adet fiber ile güçlendirilmiş kompozit restorasyon hazırlanmış ve 60 ay süre ile klinik takibi yapılmıştır. Takip periyodu sonrasında tüm fiberle güçlendirilmiş restorasyonların ağızda kalabilme oranı % 75 olarak tespit edilmiştir. 29 alt yapıdan ikisinde tamir edilemez kırık, üçünde siman başarısızlığı ile birlikte tamir edilebilir kırıklar meydana gelmiştir. Siman başarısızlığı görülen alt yapılar başarı ile tamir edilerek tekrar simante edilmiş ve fiber ile güçlendirilmiş restorasyonların ağızda kalabilme oranı % 93'e yükseltmiştir (Valittu 2004).

Meike ve ark (2005), premolar ve molar diş eksikliğini taklit eden dört üyeli tam kaplama tipte sabit protetik restorasyonların kırılma dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında fiber materyali olarak everStick (StickTech, Finland) ve Vectris (Ivoclar, Liechtenstein) seromer materyali olarak Targis (Ivoclar, Liechtenstein), Sinfony (3M Espe, Germany), Vitazeta (Vita, Germany) sistemlerini kullanmışlardır. Fiber alt yapı ve seromer materyallerini üretici firmanın tavsiye ettiği kombinasyonlarla (Targis-Vectris) ve farklı kombinasyonlarla (everStick-Targis, everStick-Sinfony, everStick-Vitazeta) hazırlamışlar ve kırılma dayanımlarını test etmişlerdir. Elde edilen sonuçlar Targis-Vectris için 1191 N, everStick-Targis için 615 N, everStick-Sinfony için 1137 N, everStick-Vitazeta için 878 N olarak kaydedilmiştir. Bu çalışmanın sonuçları değerlendirildiğinde fiber ile güçlendirilmiş seromer sistemlerin klinik kullanımlarında üretici firmanın önerdiği kombinasyonların kullanılmasının gerekliliği vurgulanmıştır.

Sabit protetik restorasyonlarda konnektör kalınlığı ve konnektör yüzey alanı kullanılan materyalin cinsine, kullanılan bölgeye ve gövde uzunluğuna göre dizayn edilmelidir. Fonksiyonel kuvvetlerin düşük, estetik beklentilerin fazla olduğu anterior bölgeden yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalan posterior bölgeye doğru gidildikçe gerekli konnektör kalınlığı artmaktadır (Tinschert 2001, Anusavice 2003, Lüthy 2004).

Kamposiora ve ark (1996), sonlu elemanlar stres analizi ile tam kaplama tipte 3 üyeli sabit parsiyel protetik restorasyonlarda konnektör boyutunun seramiklerde oluşan gerilimlere etkisini araştırdıkları çalışmalarında; konnektörün okluzo-gingival boyutunun 4 mm.'den 3 mm.'ye düşürüldüğünde oluşan gerilimlerin % 38-41 oranında arttığını tespit etmişlerdir. Konnektör kalınlığının % 25 oranında azaltılmasının, gerilimde % 25 artışa neden olacağı hipotezini savunan araştırmacılar, gerilim değerlerindeki beklenenin üstündeki oranlarda artışı, 3 mm.'lik konnektörün gingival yüzey kurvatürünün daralarak seramik restorasyonlarda büyük çatlak etkisi göstermesine bağlamışlardır.

Oh ve Anusavice (2002), sabit bölümlü protezlerde konnektör dizaynının kırılma dayanımına etkilerini inceledikleri çalışmalarının sonucunda gingival embraşurun konkavitesinin yarıçapı büyüdükçe kırılma direncinin arttığını belirtmişlerdir.

Literatürde in-vitro çalışmalarda restorasyonların konnektör boyutunun 4x4 mm. olarak hazırlandığı pek çok çalışma mevcuttur. (Kamposiora ve ark 1996, Pospiech ve ark 1996, Mc Laren 1998, Steyern ve ark 2001, Filser ve ark 2001, Raigrodski 2006). Çalışmamızda tüm örneklerde standardizasyonun sağlanması için konnektör kalınlıkları, 4x4 mm boyutlarında hazırlanmıştır.

Sabit protetik restorasyonların klinik başarısı, yapıştırıcı simanlar ve simantasyon işlemlerine bağlı olarak değişiklik gösterebilir (Komine ve ark 2004). Yapıştırıcı siman olarak ilk dönemlerde geleneksel çinko fosfat simanlar ve daha sonraları da cam iyonomer simanlar kullanılmıştır. Retansiyon ve kırılmadaki problemler araştırıcıların bağlantı açısından daha iyi yöntemleri ve materyalleri geliştirmesine neden olmuştur. İndirekt restorasyonlarda son yıllarda gözlenen klinik başarının en önemli sebeplerinden biri adeziv dişhekimliğindeki olumlu gelişmelerdir. Başlangıçta kullanılan ve tamamen mekanik bir yapışma sağlayan yapıştırıcı simanların yerini günümüzde rezin simanlar almıştır. Tam seramik ve fiberle

güçlendirilmiş kompozit restorasyonlar yeterli stabiliteyi sağlamak, restorasyon ve destek dişin kırılma direncini arttırmak ve post operatif hassasiyeti önlemek için adeziv rezin simanlar ile diş yapısına yapıştırılmalıdır (Borges ve ark 2003, Chieffi 2005).

Mitchell ve ark (1999), dört geleneksel cam iyonomer siman, bir rezin modifiye cam iyonomer siman ve bir rezin simandan oluşan altı siman materyalinin inleylerin kırılma dayanımlarına etkilerini araştırdıkları çalışmalarında geleneksel cam iyonomer simanlar en düşük kırılma dayanımı gösterirken rezin modifiye cam iyonomer siman geleneksel cam iyonomer simanlardan daha yüksek kırılma dayanım değeri göstermiş rezin siman ise tüm simanlardan önemli ölçüde yüksek kırılma dayanımı sergilemiştir.

Rezin simanlar polimerizasyon yöntemlerine göre ışıkla sertleşen, kimyasal ve dual-cure rezin simanlar olarak sınıflandırılabilirler. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar polimerizasyon sonrası yeterli sertlik ve bağlanma dayanımına sahip olmakla birlikte kısıtlı çalışma zamanları nedeni ile simantasyon esnasında başarısızlıklara neden olabilmektedirler. Işıkla sertleşen rezin simanlar çalışma zamanının kontrol edilebilmesine olanak sağlasalar da seramik ve kompozit kalınlığının 2-3 mm.'yi geçtiği ve ışık geçişinin yetersiz olduğu durumlarda dual-cure rezin siman kullanımı tercih edilmelidir (Platt 1999, Weal 2003).

Çalışmamızda simantasyon materyalinden kaynaklanabilecek değişkenleri en aza indirgemek için tüm örnekler 'dual-cure' rezin siman Variolink II ile simante edilmiştir.

Dental restoratif materyaller sürekli olarak ağız ortamında ısı ve pH değişikliklerine maruz kalmaktadırlar. Dental materyallerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi için yapılan laboratuar çalışmalarında termosiklus uygulaması; in-vivo şartları taklit etmede restorasyonların ömürleri boyunca etkisi altında kaldıkları ısı değişikliklerini yansıtması açısından önemli bir metottur. Ancak literatürde termosiklus metodolojisine bir standart

getirilmemiştir. Uygulanan banyonun sıcaklığı, tipi, daldırma zamanı ve banyolar arası transfer zamanında farklılıklar görülmektedir (Gale ve Darvell 1999).

Kawano ve ark (2001) termosiklus uygulamalarının dental materyaller üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmalarında 5° ve 55°C'de 5000, 10000 ve 20000 termosiklus uygulaması sonrasında flexural dayanıklılık değerlerindeki azalma miktarının büyük ölçüde 5000 termosiklus sonrası gerçekleştiğini rapor etmişlerdir.

Kern ve ark (1994) in-vitro çalışmalarda yapay periodontal ligament yapımının, termosiklus uygulamalarının ve dinamik yüklemenin test edilen restorasyonların kırılma dayanımlarını önemli ölçüde düşürdüğünü rapor etmişlerdir.

Gale ve Darwell (1999) çalışmalarında, 5 C° ve 55 C° derecelik 10.000 termosiklusun yaklaşık 1 yıllık in-vivo fonksiyonu yansıttığını söylemişlerdir.

Pfeiffer ve ark (2002), protetik restorasyon malzemelerinin kırılma dayanımlarını araştırdıkları çalışmalarında polimer esaslı kron ve köprü materyallerinin standartlarını belirleyen 10477 no'lu ISO standartları doğrultusunda örneklerini 5 C° ve 55 C° 'deki iki su banyosuna 30 'ar saniyelik süreler ile 5000 kez daldıran bir düzenekle termosiklus işlemi uygulamışlardır.

Bütün bu bilgilerin ışığı altında; bizim çalışmamızda tüm örneklere 5 C° ve 55 C° 5000 termosiklus uygulanmıştır.

Yeni geliştirilmiş dental materyal ve tekniklerin fiziksel özellikleri ve performansları klinikte kullanılmadan önce mutlaka test edilmelidir. Bu testler içerisinde en çok kullanılan testlerden biri olan kırılma dayanımı testleri tek üye restorasyon ve alt yapı materyallerinin test edilmesinde kullanılan baskı dayanıklılığı testi, çok üyeli restorasyonların kırılma direnci ve uzama miktarlarını ölçen 'biaxial flexural testler' ve yüzey alanı standart olarak hazırlanmış örnekleri test eden '3 ve 4 nokta eğme testleri 'şeklinde sınıflandırılabilir (Ritter 1995, Kelly 1999). Kırılma dayanımı testleri sonucunda test edilen materyal ve tekniklerin

fiziksel özellikleri, performansları ve başarısızlık tipleri hakkında elde edilen bilgiler diğer çalışmaların verileri ile karşılaştırılırken örneklerin hazırlanma aşamasından, uygulanan test metoduna kadar tüm işlemlerin benzerlik ve farklılıkları göz önünde bulundurulmalıdır (Seghi ve Sorenson 1995, Weal 2003).

Bireylerde yutkunma ve çiğneme gibi normal fonksiyonlar esnasında posterior dişlere 50 N ile 250 N arasında çiğneme kuvveti gelmektedir (Gibs ve ark 1981). Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkların bulunduğu durumlarda maksimum çiğneme kuvveti 400 N ile 850 N arasında gerçekleşmektedir. Posterior bölgeye yapılacak sabit protetik restorasyonların uzun dönem klinik başarısı göz önünde bulundurulduğunda 500 N yeterli değer olarak kabul edilmektedir (Korber ve Ludwig 1983, Waltimo ve Kononen 1993, Hidoka ve ark 1999).

Bu çalışmada en yüksek kırılma dayanımı ortalaması ZirkonZahn (1539,82 N) sistemi ile restore edilen örneklerde görülmüştür. Bunu sırasıyla Metal-Seramik (1371,41 N), everStick-Solidex (1056,90 N), Adora-Vectris (793,64 N), IPS e.max Press (606,20 N)ve IPS Empress 2 (593,82 N) ile restore edilen örnekler takip etmiştir.

Kırılma dayanımı testinden elde edilen veriler, ZirkonZahn örneklerin en yüksek kırılma dayanımına sahip örnekler olduğunu göstermiştir. Yitribium ile güçlendirilmiş tetragonal formda zirkon alt yapının bu sonucun alınmasında etkili olduğu söylenebilir. Fiberle güçlendirilmiş örnekler lityum disilikat alt yapılı tam seramik örneklerden yüksek kırılma dayanımı göstermiştir.

Bu çalışmada kırılma dayanımı testi başlangıcından kırılma anına kadar restorasyonlarda meydana gelen uzama miktarı everStick-Solidex örneklerde (1,941 mm), Adora-Vectris örneklerde (1,870 mm), ZirkonZahn örneklerde (1,189 mm), Metal-Seramik örneklerde (1,105 mm), IPS e.max Press örneklerde (1,077 mm) ve IPS Empress 2 örneklerde (0,961 mm) olarak kaydedilmiştir.

İn-vitro çalışmalarda uzama miktarı ile test edilen materyallerin elastik modülüs değerleri arasında ters orantılı bir ilişki söz konusudur. (Song ve ark 2003, Wang 2007). Bizim çalışmamızda da elastik modülüs değerleri düşük olan fiberle güçlendirilmiş örneklerin uzama miktarı, metal-seramik ve tam seramik örneklerden yüksektir.

Yitribium ile güçlendirilmiş ZirkonZahn sistemi ile restore edilen en yüksek kırılma dayanımına sahip örneklerin kırık tipleri incelendiğinde kontrol grubu olarak seçilmiş metal-seramik örneklerle benzerlikleri dikkat çekmektedir. Her iki restorasyon grubunda örneklerin yarısında destek diş kırığını içeren başarısızlık tipi kaydedilmiştir. Tüm gruplar incelendiğinde çalışmamız içerisinde nadir görülen restorasyonun diş yüzeyinden ayrılması sadece metal-seramik ve ZirkonZahn sistemi ile restore edilen örneklerde görülmüştür.

Lityum disilikat alt yapılı Empress 2 ve yeni jenerasyon lityum disilikat alt yapılı IPS e.max Press örneklerin kırılma dayanımları arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır. Her iki restorasyon grubunda da ağırlıklı olarak konnektör kırığını içeren başarısızlık tipi tespit edilmiştir.

Yapımı sadece laboratuar ortamında özel ekipmanlarla gerçekleştirilen cam fiber alt yapılı Adora-Vectris restorasyonlar, laboratuar ve hasta ağzında uygulanabilen cam fiber alt yapılı Everstick-Solidex restorasyonlardan daha düşük kırılma dayanımı göstermiştir. Her iki restorasyon sisteminin başarısızlık tipleri incelendiğinde destek diş ve fiber alt yapı kırığı içermediğinden tamir edilebilir kırıklar olarak nitelendirilebilir.

Çalışmada kullanılan fiberle güçlendirilmiş seromer materyallerinin elastik modulus değerlerinin Vectris için 36 Gpa., Adora için 6,2 Gpa everStick için 27 Gpa., Solidex için 5,7 Gpa, olduğu bilinmektedir (Vectris Scientific Doc, Adora Technical Doc, Shofu Solidex Doc, everStick Technical Doc). Fiber alt yapılı restorasyonlarda sadece seromer üst yapı kırığı

meydana gelmesinin seromer ve fiber materyallerinin elastik modulus değerlerinin farklılığından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Ağızda kullanılacak restoratif materyallerin seçiminde elastik modülüs değerlerinin mümkün olduğunca mine ve dentinin elastik modülüs değerlerine yakın olması istenilen bir özelliktir. Minenin elastik modülüs değeri 50-85 Gpa, dentinin ise 15-20 Gpa olduğu bilinmektedir. Kırılma dayanımı ile elastik modülüs değerleri arasında doğru orantılı bir ilişki vardır (Kelly 1995, Wolfart 2007). Çalışmamızda yüksek elastik modülüs değerlerine sahip metal-seramik (180 Gpa) ve zirkonya (210 Gpa) restorasyonlar yüksek kırılma dayanım değerleri sergilemiştir. Başarısızlık tipleri incelendiğinde metal-seramik ve zirkonya tam seramik örneklerin bir kısmında tespit edilen destek diş kırığının yüksek kırılma kuvvetlerine ulaşıldığında meydana geldiği görülmektedir.

Wolfart ve ark. (2007), lityum disilikat ve zirkonya alt yapılı tam seramik inley destekli sabit parsiyel protezlerin kırılma dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında maksiller molar diş eksikliğinde restorasyonların yapımında kullanılan IPS e.max Press sistemi ile Cercon sistemlerini karşılaştırmışlardır. Örneklerin yapımında krom-kobalt dökümden hazırlanmış standart dişler kullanılmış ve kök yüzeyleri 0,2 mm. kalınlığında silikon tabakası ile kaplanarak yapay periodontal ligament taklit edilmiştir. İki farklı konnektör boyutunda hazırlanan örnekler rezin siman ile metal dişlere simante edildikten sonra yapay yaşlandırma işleminin ardından kırılma testi uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçları incelendiğinde 3x3 mm. konnektör boyutuna sahip gruplarda kırılma dayanımı lityum disilikat alt yapılı örneklerde 960 N, zirkon alt yapılı örneklerde 3120 N iken, 4x4 konnektör boyutuna sahip gruplarda kırılma dayanımı lityum disilikat alt yapılı örneklerde 1316 N, zirkon alt yapılı örneklerde 3180 N olarak kaydedilmiştir. Bu çalışmanın sonuçları bizim çalışmamızdaki lityum disilikat ve zirkon alt yapılı örneklerin sonuçları ile karşılaştırıldığında kırılma dayanımı değerlerinin oldukça yüksek olduğu görülmektedir. Aradaki farklılık Wolfart ve ark (2007)' nın

çalışmalarında destek diş olarak doğal diş yerine metal döküm diş kullanılmasına ve yapay yaşlandırma işlemlerinin metal-döküm dişleri etkilememesine bağlı olarak açıklanabilir.

Kılıçarslan ve ark (2004), çalışmalarında diş eksiklerinde tam kaplama tipte sabit parsiyel protezler ile inley destekli sabit parsiyel protezlerin kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Konvansiyonel metal-seramik restorasyonların kontrol grubu olarak kabul edildiği çalışmada inley destekli sabit parsiyel protezler metal-seramik, lityum disilikat ve zirkonya sistemleri ile üretilmiş 3 gruba ayrılmıştır. Aralarında 10 mm pontik mesafesi bulunan standart metal destek dişlerin kullanıldığı çalışmada konnektör boyutları 4x4 mm. olarak hazırlanmıştır. Kırılma dayanımları konvansiyonel metal-seramik örnekler için 1318 N, inley destekli metal seramik örnekler için 958 N, inley destekli zirkonya alt yapılı (Cercon) örnekler için 1247 N ve inley destekli lityum disilikat alt yapılı (Empress 2) örnekler için 303 N olarak kaydedilmiştir. Çalışmanın sonuçları değerlendirildiğinde zirkonya alt yapılı örneklerin bizim çalışmamıza benzer biçimde inley destekli restorasyonlar içerisinde en yüksek kırılma dayanımına sahip olduğu tespit edilmiştir ancak metal destek diş kullanılmasına rağmen elde edilen değerlerin bizim çalışmamızdaki zirkonya ve lityum disilikat alt yapılı örneklerin kırılma dayanımlarından düşük çıkması çalışmamızın sonuçları ile paralellik göstermemektedir.

Monaco (2005), inley destekli sabit parsiyel protezlerde kırılma dayanımı açısından en uygun materyali seçmeyi amaçlayan çalışmasında fiberle güçlendirilmiş kompozit ve zirkon altyapılı tam seramik restorasyonları karşılaştırmıştır. Fiberle güçlendirilmiş Adora-Vectris örnekler 1172 N, zirkon alt yapılı Dc Leolux örnekler 1425 N, Cercon örnekler 1672 N kırılma dayanımı göstermiştir. Zirkon altyapılı Dc Leolux ve Cercon örnekler bizim çalışmamızda kullanılan zirkon alt yapılı ZirkonZahn örneklere yakın kırılma dayanımları gösterirken fiberle güçlendirilmiş Adora-Vectris örnekler bizim çalışmamızın sonuçlarından farklı olarak daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir. Kırık tipleri incelendiğinde fiberle

güçlendirilmiş örneklerde sadece restorasyonları içeren tamir edilebilir kırıklar gözlenmesi, zirkon alt yapılı örneklerde konnektör ve gövde kırıklarının meydana gelmesi çalışmamızdaki kırık tiplerine benzer niteliktedir.

Chitmongkolsuk ve ark (2002) araştırmalarında molar diş eksikliğini lityum disilikat seramik ve metal-seramik köprü restorasyonlarıyla restore ederek termodinamik yüklemeyi takiben kırılma dayanıklılıklarını test etmişlerdir. Restorasyonlar doğal dişler üzerine hazırlanarak rezin siman ile yapıştırılmıştır. Çalışmada lityum disilikat yapıda IPS Empress 2 restorasyonlar kesim tipine göre iki gruba ayrılmış ilk grupta premolar destek diş tam kaplama tipte basamaklı olarak hazırlanmış ve molar destek dişin mezialine 1x1 mm. 'lik kutu şeklinde inley kavite hazırlanarak kesim modifiye edilmiştir diğer grupta ise destek dişler tam kaplama tipte basamaklı kesim yapılarak hazırlanmıştır. Elde edilen değerler IPS Empress 2 restorasyonlar için termodinamik yükleme öncesi modifiye kesim grubunda 1273 N ve konvansiyonel kesim grubunda 1300 N olarak tespit edilmiştir. Termodinamik yükleme sonrasında ise sonuçlar sırasıyla 923,8 N ve 1161 N olarak tespit edilmiştir. Metal-seramik restorasyonlarda ise sonuçlar 2000-4000 N arasında bulunmuştur. Araştırmacılar elde ettikleri sonuçları değerlendirirken her iki kesim tekniğinde de IPS Empress 2 örneklerin metal seramik örneklerden düşük kırılma dayanımına sahip olduğunu ancak posterior bölgede molar diş eksikliğini içeren köprülerin yapımı için yeterli dayanıklılığı gösterdiğini belirtmişlerdir.

Lityum disilikat ile yapılmış inley destekli sabit protezlerin klinik takipleri incelendiğinde Edelhof ve ark (2001), IPS Empress 2 ile restore edilmiş inley destekli sabit parsiyel protezlerde başarısızlık oranını 9 ay klinik kullanım sonrasında % 13 olarak; Wolfart ve ark (2005), IPS e.max Press ile restore edilmiş inley destekli sabit parsiyel protezlerde başarısızlık oranını 37 ay klinik kullanım sonrasında % 12 olarak tespit etmiştir. Her iki çalışmada da başarısızlık tipleri incelendiğinde ağırlıklı olarak restorasyonların diş yüzeyinden ayrıldığı ve konnektör kırığının gözlendiği tespit edilmiştir. İn-vitro çalışmamızda

IPS Empress 2 ve IPS e.max Press örneklerde restorasyonların diş yüzeyi ile bağlantısında ayrılma meydana gelmezken, klinik kullanım sonrasında restorasyonların diş yüzeyinden ayrılması ağız ortamındaki farlılıklardan, restorasyonların ani ve yüksek kuvvetler yerine sürekli düşük kuvvetlere maruz kalmasından kaynaklandığı söylenebilir.

Kolbeck ve ark (2002), inley destekli sabit parsiyel protezlerde 4 farklı fiberle güçlendirilmiş kompozit ve bir tam seramik sisteminin kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Kutu şeklinde prepare edilmiş 10 mm. pontik mesafeli inley destekli sabit parsiyel protezlerin termosiklus sonrası kırılma dayanımları Fibrekor-Conquest Sculpture (Jenerik Pentron) için 368 N, Connect-Bellaglass (SDS Belle) için 898 N, Targis-Vectris (Ivoclar) için 732 N, Everstick(Stick Tech)-Sinfony (3M Espe) için 634 N tam seramik IPS Empress 2 için 520 N olarak tespit edilmiştir. Bu çalışmanın sonuçları bizim çalışmamızın sonuçları ile karşılaştırıldığında IPS Empres 2, ve Targis-Vectris ile restore edilen gruplardan elde edilen değerlerin bizim çalışmamızdaki IPS Empress 2 ve Adora-Vectris gruplarından elde edilen değerlere yakın olduğu gözlenmektedir. Everstick-Sinfony grubundan elde edilen değerlerin bizim çalışmamızda aynı fiber alt yapılı grup olan Everstick-Solidex grubundan elde edilen değerlerden düşük olduğu gözlenmiştir. Aradaki farklılığın Solidex (Shofu) seromer üst yapı materyallerinin inorganik doldurucu miktarı ve mikro sertlik değerlerinin Sinfony (3M Espe) seromer üst yapı materyalinden daha yüksek oluşunun etkili olabileceği söylenebilir.

Ohlmann ve ark (2005) zirkonya alt yapılı seromer ve tam seramik restorasyonların farklı pontik mesafesine sahip inley destekli sabit parsiyel protezlerde kırılma dayanımlarını incelemişlerdir. Çalışmada zirkonya alt yapıya sahip örneklerin yarısında seromer materyali olan Artglass kullanılmış diğer yarısı ise flora apatit cam seramik yapısında üst yapı seramik materyali kullanılarak tamamlanmıştır. Premolar ve molar diş eksikliğinde iki farklı pontik mesafesi ile yapılan restorasyonlar termodinamik yaşlandırma işleminin ardından kırma testi

uygulanarak kırılma dayanımları ve kırık tipleri incelenmiştir. Zirkonya alt yapılı Artglass restorasyonlar 531 N ile 727 N arasında kırılma dayanımı gösterirken, zirkonya alt yapılı tam seramik restorasyonlar 1276 N ile 1413 N arasında kırılma dayanımı.göstermiştir. Pontik mesafesindeki premolar genişliğindeki artışın kırılma dayanımlarını önemli ölçüde düşürdüğü tespit edilmiştir. Artglass ile restore edilen zirkonya alt yapılı restorasyonların kırılma dayanımlarının tam seramik zirkonya alt yapılı gruplardan düşük bulunduğu ve. sonuçlar arasındaki farklılığın Artglass seromer materyalinin zirkonya alt yapıya bağlantısının zayıf olmasından kaynaklandığı rapor edilmiştir. Aynı çalışmada kırık tipleri incelendiğinde Artglass ile restore edilen gruplarda zirkonya alt yapı kırığı gözlenmemiş, çoğunlukla gövdede üst yapı materyali kırığı meydana gelmiştir. Zirkonya alt yapılı tam seramik örneklerde alt yapıyıda içeren konnektör ve gövde kırıkları tespit edilmiştir.

Kuybulu (2005) Adora-Vectris, IPS Empress 2 ve metal-seramik sistemlerinin posterior diş eksikliklerinde tam kaplama ve inley destekli sabit parsiyel protezlerde kırılma dayanımlarını araştırdığı çalışmasında; farklı gövde uzunluğuna sahip restorasyonları termosiklus işleminin ardından test etmiştir. Destek diş olarak doğal dişlerin kullanıldığı çalışmada 7 mm. gövde uzunluğuna sahip gruplarda kırılma dayanımı IPS Empress 2 inley destekli restorasyonlar için 388 N, tam kaplama tipte restorasyonlar için 480 N; Adora-Vectris inley destekli restorasyonlar için 1189 N, tam kaplama tipte restorasyonlarda 1307 N olarak kaydedilmiş diğer yandan 18 mm. gövde uzunluğuna sahip gruplarda kırılma dayanımı IPS Empress 2 inley destekli restorasyonlar için 335 N, tam kaplama tipte restorasyonlarda 404 N, Adora-Vectris inley destekli restorasyonlarda 1164 N tam kaplama tipte restorasyonlarda 1259 N olarak tespit edilmiştir. Tam kaplama tipte metal-seramik restorasyonların kırılma dayanımları 7 mm gövde uzunluğunda 3457 N, 18 mm gövde uzunluğunda 921 N. olarak kaydedilmiştir. Her iki metal desteksiz restorasyon materyali ile elde edilen inley destekli ve tam kaplama tipte köprüler arasında istatistiksel olarak fark gözlenmediği; kullanılan iki farklı

gövde uzunluğunda istatiksel olarak sadece metal-seramik restorasyonların kırılma dayanımları arasında farklılıklar gözlendiği rapor edilmiştir. Aynı çalışmada kırık tipleri incelendiğinde; bizim çalışmamıza benzer biçimde, fiberle güçlendirilmiş Adora-Vectris örneklerde fiber alt yapıda kırılma meydana gelmediği tüm örneklerde seromer üst yapı materyalinde kırık gözlendiği IPS Empress 2 tam seramik örneklerde çoğunlukla gövde ve konnektör kırığı meydana geldiği rapor edilmiştir.

Kelly ve ark (1995), tam seramik sabit bölümlü protezlerde başarısızlığın başlangıç noktasını inceledikleri sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında, kırık başlangıcı noktasının en yoğun stres birikiminin gözlendiği konnektörün gingival yüzeyinde olduğunu bildirmişlerdir.

Tinschert ve ark. (2001) üç üyeli tam seramik sabit parsiyel protezlerin kırılma dayanımlarını araştırdıkları çalışmada posterior köprülerde maksimum gerilme streslerinin yük noktası ile gövde bağlantısının gingival bölgesi arasında konumlandığını ve kırılmanın konnektörün gingival yüzeyinden kaynaklandığını bildirmişlerdir.

Blatz ve ark. (2002), tam seramik sabit parsiyel protezlerin uzun dönem klinik performanslarını inceledikleri çalışmalarında gözlenen restorasyon kırılmalarının konnektörün gingival yüzeyinden başlayıp okluzala doğru ilerlediğini rapor etmişlerdir.

Çalışmamızda tam seramik örneklerdeki kırık tipleri incelendiğinde konnektör kırığı en çok gözlenen başarısızlık tipi olarak karşımıza çıkmaktadır. Steromikroskobik ve radyolojik görüntüler incelendiğinde kırık hattı genellikle konnektörün gingival yüzeyinden okluzala doğru oblik tarzda seyretmiştir.

Bu çalışmanın sonucunda;

-İnley destekli sabit protezlerin yapımında kullanılan tüm gruplar posterior bölgede restorasyonların yapımı için yeterli kırılma dayanım değeri olan 500 N.'un üzerinde kırılma dayanımı göstermiştir,

-Zirkonya alt yapılı tam seramik inley destekli sabit parsiyel protezler kontrol grubu olan metal-seramik inley destekli sabit parsiyel protezlerden daha yüksek kırılma dayanımına sahip bulunmuştur. Başarısızlık tipleri incelendiğinde gözlenen destek diş kırığının yüksek kırılma dayanımlarından kaynaklandığı ve ağız içerisinde restorasyonların bu kadar yüksek kuvvetlere maruz kalmayacağı göz önünde bulundurulmalıdır. Zirkonya alt yapılı tam seramik inley destekli sabit parsiyel protezler yüksek kırılma dayanım değerleriyle klinik uygulmalarda güvenle kullanılabilir niteliktedirler,

-Lityum disilikat alt yapılı tam seramik inley destekli sabit parsiyel protezler tüm gruplar içerisinde en düşük kırılma dayanımı değerlerine sahip bulunmuştur. Lityum disilikat alt yapılı tam seramik inley destekli sabit parsiyel protezlerin kırılma dayanımları 500 N. 'un üzerinde olsada en çok gözlenen başarısızlık tipinin konnektör kırığı olduğu göz önünde bulundurularak; klinik uygulamalarda konnektör boyutlarının 4x4 mm'den az olmaması ve vaka seçiminde diğer restoratif materyallere nazaran daha dikkatli davranılması gerekmektedir,

-Fiberle güçlendirilmiş inley destekli sabit parsiyel protezlerde meydana gelen kırıkların tamir edilebilir nitelikte olması klinik kullanımlarında önemli bir avantaj sağlamaktadır. Bununla birlikte yeni geliştirilecek olan fiber ve seromer materyallerinin elastik modülüs değerleri arasındaki farkın azaltılmasının bu tip materyallerin kırılma dayanımlarının arttırılmasına katkı sağlayacağı söylenebilir.

6.ÖZET

S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA-2007

Serkan SARIDAĞ

İNLEY DESTEKLİ SABİT PARSİYEL PROTEZLERİN KIRILMA DAYANIMLARININ İNCELENMESİ

Bu çalışmanın amacı; inley destekli sabit parsiyel protezlerin kırılma dayanımlarını karşılaştırmalı olarak incelemektir.

Çalışmada kullanılmak üzere 60 adet çürüksüz mandibular premolar ve mandibular molar diş toplandı. Dişlerin kök yüzeyleri 0,2 mm. kalınlığında polieter ölçü maddesi ile kaplanarak periodontal ligament taklit edildi. Yapay diş mobilitesi periotest cihazı kullanılarak test edildi. Premolar ve molar dişler molar diş genişliğini yansıtan 11 mm. mesafe ile polimetilmetakrilat rezin içerisine gömüldü. Kutu şeklinde inley preparasyonu yapılan dişler rastgele her gurupta 10 örnek bulunan 6 farklı gruba ayrıldı.

İnley destekli sabit parsiyel protezlerin yapımında metal-seramik, tam seramik (ZirkonZahn, IPS Empress 2, IPS e.max Press) ve fiber ile güçlendirilmiş seromer (Adora-Vectris, everStick-Solidex) sistemleri kullanıldı. Üretici firma talitmatları doğrultusunda hazırlanan 60 adet inley destekli sabit parsiyel Variolink II ile simante edildi.

Termosiklus uygulamasının ardından inley destekli sabit parsiyel protezlerin santral fossasından üniversal test cihazı ile kırılma meydana gelinceye kadar 0,5 mm./sn. hız ile vertikal yönde yük uygulandı. Kırılma dayanımları ve uzama miktarları kaydedildi. Örneklerde meydana gelen kırık tipleri steromikroskop altında ve radyografik olarak incelendi.

Elde edilen verilerin istatiksel analizinde Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney U testleri kullanıldı. ($p < 0.05$).

Ortalama kırılma dayanım değerleri metal-seramik örnekler için 1371 N., ZirkonZahn örnekler için 1539 N., IPS Empress 2 örnekler için 593 N., IPS e.max Press örnekler için 606 N., Adora-Vectris örnekler için 793 N., everStick-Solidex örnekler için 1056 N. olarak tespit edilmiştir.

Uzama değeri ortalamaları metal-seramik örnekler için 1,1mm., ZirkonZahn örnekler için 1,18 mm., IPS Empress 2 örnekler için 0,96 mm., IPS e.max Press örnekler için 1,07 mm., Adora-Vectris örnekler için 1,87 mm., everStick-Solidex örnekler için 1,94 mm. olarak tespit edilmiştir.

Adora-Vectris ve everStick-Solidex örneklerin uzama değerleri metal-seramik ve tam seramik örneklerden önemli ölçüde yüksektir. Bununla birlikte metal-ceramik, IPS Empress 2, IPS e.max Press, ve ZirkonZahn örneklerin uzama miktarları arasında istatiksel olarak fark yoktur.

Çalışmada inley destekli sabit parsiyel protezlerin yapımında kullanılan tüm restorasyon sistemleri posterior bölgeye uygulanacak restorasyonlar için yeterli dayanım değeri olan 500 N.'un üzerinde kırılma dayanımı göstermiştir. IPS Empress 2 ve IPS e.max Press restorasyonlarda ağarlıklı olarak konnektör kırığı meydana gelmiştir. ZirkonZahn ve metal-seramik örneklerde ağarlıklı olarak destek diş kırığı ve konnektör başarısızlığı meydana gelmiştir. Adora-Vectris ve everStick-Solidex restorasyonlarda fiber alt yapıyı içermeyen seromer üst yapı kırığı gözlenmiştir.

7.SUMMARY

Fracture Strength of Inlay Retained Fixed Partial Dentures

The aim of the this study is to investigate and compare fracture strength of inlay retained fixed partially dentures.

For this study; caries free 60 mandibular premolar and 60 mandibular molar were collected. The roots of teeth were covered with a 0,2 mm. thick layer of polyether impression material to simulate of the periodontal ligament. The artificial tooth mobility will be evaluated by use of a periotest instrument. Premolar and molar teeth were embedded in polimetilmetacrylate resin at a mesiodistal separation of 11 mm to represent a mandibular molar gap. The specimens were randomly divided into 6 groups of 10 teeth each with box-shaped proximal preparations.

Metal-ceramic,. all ceramic (ZirkonZahn, IPS Empress 2, IPS e.max Press) and fiber reinforcement ceromer (Adora-Vectris, Everstick-Solidex) systems were used to restored prepare abutment teeth. Sixty inlay retained fixed partially dentures were fabricated of each material in accordance with the manufacturer's instructions and luted adhesively to the teeth with Variolink II luting agent.

After thermal cycling a vertical force was loaded to the center of the inlay retained fixed partial dentures at a crosshead speed of 0,5 mm/min. The fracture strength and bending was determined. The specimens were examined for the type of failure with stereomicroscope and radiography. Statistical analysis was performed using the Kruskal-Wallis test and the Mann-Whitney U test ($p < 0.05$).

The mean fracture strength of the inlay retained fixed partial denture group was 1371 N. metal-ceramic groups, 1539 N. ZirkonZahn group, 593 N. IPS Empress group, 606 N. IPS e.max Press group, 793 N. Adora-Vectris, 1056 N. everStick-Solidex group.

The amount of bending was 1,1 mm. metal-ceramic groups, 1,18 mm. ZirkonZahn group, 0,96 mm. IPS Empress 2 group, 1,07 mm. IPS e.max group, 1,87 mm. Adora-Vectris, 1,94 mm. everStick group.

Bending of Adora-Vectris and everStick-Solidex samples were significantly higher than metal-ceramic and all ceramic samples. However, there was no significant difference between bending amount of metal-ceramic, IPS Empress 2, IPS e.max Press, and ZirkonZahn samples.

Assuming maximum chewing forces of >500 N. in posterior areas, all systems showed sufficient fracture strength. The fractures occurred mainly at the connectors between the pontic and the abutment teeth of the IPS Empress 2 and IPS e.max Press restoration. The fractures occurred mainly at the connectors and abutment teeth of the ZirkonZahn and metal-ceramic restoration. Adora-Vectris and everStick-Solidex restorations did not demonstrate any damage in the fiber framework however veneering ceromer sheared from fiber framework.

8.KAYNAKLAR

Ak L (2005) *Zirkonyum & Hafniyum*, Dental Labotatuvar Dergisi, 25-30.

Albakry M, Guazzato M, Swain MV (2003) *Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials*. J Prosthet Dent., 89:374-38.

Anusavice K J (1993) *Recent developments in restorative dental ceramics*. J Am Dent Assoc., 124: 72-84.

Anusavice KJ (1996) *Phillips' Science of Dental Materials.* 10 th ed, Philadelphia, Saunders.

Anusavice KJ (2003) *Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials.* Adv Dent Res., 17:43-8.

Ash MM (1992) *Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion. 7th ed.* Philadelphia: W.b. Saunders Company: 231-9.

Ateş G (2002) *5 farklı dual-cure yapıştırıcı rezin simanın değişik kompozit ve porselen kalınlıkları altında polimerizasyon etkinliğinin karşılaştırılması*, Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

Attar N, Tam LE, McComb D (2003) *Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents,* J Prosthet Dent., 89: 127-34.

Behr M, Rosentritt M, Latzel D, Handel G (2003) *Fracture resistance of fiber reinforced vs. non fiber reinforced composite molar crowns*. Clinical Oral Investigations, 7: 135-9.

Behr M, Rosentritt M, Leibrock A, Feyrer S, Handel G (1999) *In-vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fibre-reinforced adhesive fixed partial inlay dentures.* J Dent., 27: 163-8.

Behr M, Rossentrritt M, Lang R, Handel G (2000) *Flexural properties of fiber reinforced composite using a vacuum/pressure or amanual adaptation manufacturing process.* Journal of Dentistry, 28: 509-14.

Bindl A and Mörmann WH (2002) *An up to 5-year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns***.** Int J Prosthodont., 15: 451-456.

Bindl A and Mörmann WH (2003) *Clinical and SEM evaluation of all ceramic chair-side CAD/CAM generated partial crowns*. Eur J Oral Sci., 111: 163-9.

Bindl A and Mörmann WH (2004) *Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years*. Eur J Oral Sci., 112: 197-204.

Blatz MB (2002) *Long term clinical success of all ceramic posterior restorations.* Quintessence Int., 33: 415-26.

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

Botello M (1999). *Resin-bonded prostheses: the current state of development.* Quintessense Int. 30: 525-34.

Burke FJT and Qualtrough AJE (1993) *Aesthetic inlays: composite or ceramic*. Br Dent J., 176: 53-60.

Burke FT, Shortall AC, Combe EC, Aitchison TC (2002) *Assessing restorative dental materials: 1.test methods and assessment of results.* Dent Update., 29:188-94.

Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F, Chong K, Lautenschlager EP (2000) *Probability of fracture of all-ceramic crowns*. Int J Prosthodont., 13: 420-24.

Chiche GJ and Pinault A (1994) *Esthetics of anterior fixed prosthodontics*, Qunissence Pub Co, Inc.

Chieffi N (2005) *Factors affecting adhesive cementation of indirect restorations* Phd Thesis Siena Universty, Siena, Italy

Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub JR (2002) *Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading.* Eur J Prosthodont Rest Dent.,10: 15-22.

Chong KH, Chai J (2003) *Probability of failure of venered glass fiber reinforced composites and glass infiltred alimuna with or without zirconia reinforcement*. The International Journal of Prosthodontics,16: 487-92.

Christensen G (1989) *Alternatives for the restoration of posterior teeth.* Int J Dent., 38:155-61.

Christensen GJ (1997) *Cements used for full crown restorations: A survey of the American Academy of Esthetic Dentistry,* J Esthet Dent., 9: 20-26.

Coomaert J, Adriaens P, De Boeyer J (1984) *Long-term clinical study of porcelain-fused to-gold restorations.* J Prosthet Dent., 51: 338-42.

Creugers NH, Kaysen AF, Hofman MA (1994) *A metal-analysis of durability data on conventional fixed bridges.* Community Dent Oral Epidemiol., 22: 448-52.

Creugers NHJ, Hofman MA, Vrijhoef MA (1986) *A clinical comparison of three types of resin-retained cast metal protheses.* J Prosthet Dent., 56: 297-300.

Çalıkkocaoğlu S, (1981) *Bölümlü protezler.* İstanbul, Kudret Matbaası

Dayangaç B (2000) *Kompozit rezin restorasyonlar.* Güneş Kitapevi, Ankara, 2:9-20

Denissen H, Dozic A, van der Zel J, van Waas M (2000) *Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered cıcero, cerec and Procera onlays*, J Prosthet Dent., 84: 506-13.

Derand P, Derand T (2001) *Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics*, Int J Prosthodont., 13: 131-35

Dietschi D, Magne P, Holz J (1994) *Recent Trends in Esthetic Restorations for Posterior Teeth.* Quint Int., 25: 659-74.

Duke ES (1999) *The introduction of a new class of composite resin: ceromers.* Compendium., 20: 246-7.

Edelhoff D, Sorensen JA (2002) *Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth.* The International Journal of Periodontics &Restorative Dentistry, 22: 241-49.

Edelhoff D, Spiekermann H, Yıldırım (2001) *Metal-free inlay-retained fixed partial dentures.* Quintessence Int., 32: 269-81.

Ellakwa AE, Shortall AC, Marquis PM (2002) *Influance of fiber type and wetting agent on the flexural proporteis of an indirect fiber reinforced composite.* Journal of Prosthetic Dentistry, 80: 485-90

Ellakwa AE, Shortall AC, Shehata MK, Marquis PM (2001) *The influence of fibre placement and position on the efficiency of reinforcement of fibre reinforced composite bridgework.* J Oral Rehabil. 28:785-91.

Ergün G (2005) *Restoratif kompozitlerin farklı ışık kaynakları kullanarak cam fiberle güçlendirilmiş kompozit mteryaline bağlantı dirençlerinin incelenmesi.* Doktora tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun.

Eshlemann JR, Jones J (1988) *Tooth preparation design for resin bonded fixed partial dentures related to enamel thickness.* J Prosthet Dent., 60: 19-22.

Evans DB and O'Brien WJ (1999) *Fracture strength of glass infiltrated-magnesia core porcelain*, Int J Prosthodont., 12: 38-44.

Filser F, Koocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ (2001) *Realibility and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (dcm).* Int J Computerized Dent., 4: 89-106.

Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Golberg AJ (1998) *Development and clinical applications of a light polymerized fiber reinforced composite.* Journal of Prosthetic Dentistry. 80: 311-18.

Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Goldberg AJ (2000) *Fiber-reinforced composites in clinical dentisry.* First Edition, Quntessence Publishing Co Inc, Hong Kong.

Friedlander LD, Munoz CA, Goodacre CJ, Doyle MG, Moore BK (1990) *The effect of tooth preparation design on the breaking strength of dicor crowns: Part I,* Int J Prosthodont., 3: 159-68.

Gale M and Darvell B (1999) *Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations.* J Dent., 27: 89-99.

Gemalmaz D, Ergin S (2002) *Clinical evaluation of all-ceramic crowns*. J Prosthet Dent., 87: 189-96.

Giardano RA (1996) *Dental ceramic restorative systems*. Compend Contin Edu Dent., 17, 779-794.

Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu (2007) *Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri* Dentiss Dergisi 1: 34-45.

Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brelinan K, Walsh EK, Holbrook WB (1981) *Occ1usal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission*. J Prosthet Dent., 46: 443-9.

Goldberg AJ, Burstone CJ (1992) *The use of continuous fiber reinforcement in dentistry.* Dental Materials, 8: 197-202.

Groten M, Girthofer S, Pröbster L (1997) Marginal *fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro*. J Oral Rehabil., 24: 871-81.

Gruica B, Wang HY, Lang NP, Buser D (2004) *Impact of IL-1 genotype and smoking status on the prognosis of osseointegrated implants.* Clin Oral Implants Res.,15: 393-400.

Grüninger A, Hugo B, Stassinakis A, Hotz P (1996) *Das celay system*, Schweiz Monatsschr Zahnmed., 106: 127-135.

Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV (2004) *Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II.Zirconia-based dental ceramics*, Dent Mater., 20: 449-56.

Haselton DR, Arnold AMD, Hillis SL (2000) *Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns*. J Prosthet Dent., 83: 396-401.

Heintze SD (1998) *Bridges made of all ceramic material (IPS Empress 2) ,indication, clinical aspects, prognosis*, Ivoclar-Vivadent-Report, No: 12.

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

Hickel R, Manhart J (2001). *Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure.* J Adhes Dent., 3 :45-64.

Hidaka O, Iwasaki M, Saito M (1999) *Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area and average bite pressure*. J Dent Res., 78:1336-44.

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.

Hwang JW, Yang JH (2001) *Fracture strength of copy-milled and conventional In-Ceram crowns*, J Oral Rahabil., 28: 678-683.

IPS e.max Press System (2005) Scientific documantations. Ivoclar-Vivadent, Schaan ,Liechtenstein

IPS Empress 2 (2003) Scientific documantations*. Ivoclar-Vivadent, Schaan ,Liechtenstein.*

Jagger DC, Harrison R, Jandt KD (1999) *The reinforcement of dentures.* Journal of Oral Rehabilitation. 26: 185-94.

Jones DW (1985) *Development of dental ceramics. An historical perspective.* Dent Clin North Am., 29: 621-44.

Josephine F,. Esquivel U, Henry Y, Jack J, Mark Y, Kenneth JA (2006), *In Vivo Wear of Enamel by a Lithia Disilicate–Based Core Ceramic Used for Posterior Fixed Partial Dentures: First-Year Results.* International Journal of Prosthodontics. 19: 391–96.

Kamposiaro P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA (1996) *Stress concentration in allceramic fixed partial dentures.* Quintessence Int., 27: 701-06.

Karakaya Ş, Özer F (2000) *Posterior bölgede indirekt uygulanan estetik inley sistemleri.* Dişhekimliğinde Klinik Dergisi, 1: 16-20.

Kawano F, Ohgun T, Ichıkawa T, Matsumoto N (2001) *Influence of therma cycles in water on flexural strength of laboratory-processed composite resin.* J Oral Rehabil., 28: 703-7.

Kaytan BR (2002) *Porselen inley ve kompozit inleyin klinik olarak araştırılması.* Doktora tezi, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir.

Kelly JR (1999) *Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations,* J Prosthet Dent., 81: 652-61.

Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA (1995) *Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: Analysis and modeling*. J Dent Res., 74:1253-8.

Kern M, Fectig T, Strub JR (1994) *Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures*. J Prosthet Dent., 71: 251-6.

Kerschbaum T, Voss R (1981) *Practical efficacy of crowns and inlays* Dtsch Zahnarztl Z. 36: 243-9.

Kılıçarslan MA, Kedici PS, Cenker HK, Uludağ BC (2004). *In vitro fracture resistance of posterior metal-ceramic and all-ceramic inlay retained resin bonded fixed partial dentures*. J Prosthet Dent., 92: 365-70.

Koczarski MJ (1998) *Utilization of ceromer inlays/onlays for replacement of amalgam restorations,* Pract Periodont Aesthet Dent., 10: 405-2.

Kolbeck C., Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G (2002) *In Vitro Examination of the Fracture Strength of 3 Different Fiber-Reinforced Composite and 1 All-Ceramic Posterior Inlay Fixed Partial Denture Systems*. Journal of Prosthodontics. 11: 248-53.

Koray F.,Yücel T.(2002). *Restoratif materyaller ve klinik uygulamaları kompozitin ön dişlerde kullanımı.* Türk Diş Hekimliği Birliği Dergisi, 71: 16-23.

Korber KH, Ludwig K. (1983) *The maximum biting force as a critical factor for fixed partial dentures*. Dent Labor 1983;31: 55–60.

Kourtis S (1997*) Bond strength of resin to metal bonding systems.* J Prosthet Dent. 78: 136-45

Koutayas SO, Kern M, Ferraresa F, Strub JR (2002) *Infunce of framework design on fractura strength of mandibular anterior all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures.* Int J Prosthodont., 15: 223-9.

Koutayas SO, Kern M, Ferraresso F, Strub JR (2000) *Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceraınic resin-bonded fixed partial dentures: An, in vitro study in a dual-axis chewing simulator.* J Prosthet Dent., 83: 540-7.

Krejci I, Krejci D and Lutz F (1992) *Clinical evaluation of a new pressed glass ceramic inlay material over 1.5 years*, Quintessence Int. 23: 181-6.

Ku CW, Park SW, Yang HS (2002) *Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic restoration and three ceromer crowns,* J Prosthet Dent., 88: 170-75.

Kuybulu EO (2005) *Metal desteksiz adeziv köprülerin mekanik direncinin in-vitro olarak incelenmesi.* Doktora tezi, Marmara Üniversitesi Sağlık bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

Lassila LV, Nohrstrom T, Vallittu PK.(2002) *The influence of short-term water storage on the flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composites.* Biomaterials 23: 121-32.

Lassila LVJ, Vallittu PK (2004). *The effect of fiber position and polymerization condition on the flexural properties of fiber-reinforced composite*. The Journal of Contemporary Dental Practice 2: 14-26.

Leal FR, Cobb DS, Denehy GE, Margeas RC (2001) *A conservative aesthetic solution for a single anterior edentulous space: case report and one-year follow-up*. Pract Proced Aesthet Dent., 13: 635-41.

Levy H (1990) *Working with the In-Ceram porcelain systems*. Vita Dökümanı: Prostheses Dentaire, No:44-5.

Lindquist E, Karlsson S (1998): *Success rate and failure for fixed partial dentures af ter 20 years of service: Part1*. Int J Prosthodont 11: 133-38.

Livatidis GJ, Thompson VP (1982) *Etch casting improved retentive mechanism for resin bonded retainers.* J Prosthet Dent., 47: 52-8.

Ludwig E (2003): Glastech. Ber. Glass Sci. Technol. 73:, 293-301.

Magne P, Nikolaos P, Urs C, Ivo K. 2002 *Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: A finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design.* J Prosthet Dent., 87: 516-27.

Mc Lean JW (2001) *Evolution of dental ceramics in the twentieth century*. J Prosthet Dent., 85: 61-66.

McCable J.F. (1998) *Walls A.W.G.: Applied Dental Materials*. Published by Blackwell Science Ltd., Madlen,USA,1998.

McLaren EA (1998) *All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations*, Compend Contin Educ Dent., 19: 307-26.

McLaren EA and Terry DA (2002) *CAD/CAM systems, materials and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures*, Compend Contin Educ Dent., 23: 637-53.

McLean JW (1979) *The science and art of dental ceramics*, Quintessence Publishing Co, Inc,

McLean JW, Odont D (2001) *Evoluation of dental ceramics in the twentieth century,* J Prosthet Dent, 85: 61-66.

Mehl ve Hickel (1999) *Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations.*Int J Comput Dent., 2:9-35.

Meiers JC, Duncan JP, Freilich MA, Goldberg J (1998). *Preimpregnanted, fiber reinforced prostheses. Part 2. direct applications: splints and fixed partial dentures.* Quintessence International., 29: 761-8.

Meiers JC, Freilich MA (2001) *Chairside prefabricated fiber reinforced resin composite fixed partial dentures.* Quintessence International., 32: 99-104.

Meike S, Kerstin S, Lothar B (2005) *In vitro fracture resistance of four-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures* Dental Materials 20: 658-66.

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

Miller TE, Hakimzadeh F, Rudo D (1995). *İmmediate and indirect woven polyethylene ribbon-reinforced periodontal-prosthetic splint : A case report.*Quintessense International , 26: 267-71.

Miranda CB, Pagani C, Bottino MC, Benetti AR (2003) *A comparion of microhardness of indirect composite restorative materials.* J Appl Oral Sci., 11: 157-61.

Mitchell CA, Douglas WH, Cheng YS (1999) *Fracture toughness of conventional, resin-modified glass-ionomer and composite luting cements.* Dent Mater., 15: 7-13.

Monaco (2005) *Clinical and scientific aspect of Inlay Fixed Partial Dentures* Phd Thesis Sirona Universty, Siena, Italy.

Monaco C, Ferrari M, Miceli GP, Scotti R (2003) *Clinical evaluation of fiber reinforced composite inlay FPDs*. The International Journal of Prosthodontics, 16: 319-25.

Mörmann WH (2000) *The right step to Cerec 3*, Int Comput Dent., 3: 3-4.

Mörmann WH and Bindl A (1996) *The new creavity in ceramic restorations: dental cad-cam*, Quintessence Int., 27: 821-8.

Mörmann WH and Bindl A (2000) *The cerec 3-A quantum leap for computer-aided restorations: initial clinical results*, Quintessence Int., 31: 699-712.

Mörmann WH and Schug J (1997) *Grinding precision and accuracy of fit of Cerec 2 cad-cam inlays*, JADA, 128: 47-53.

Muai M, Fukui H (1995) *Relationship between sand blasting and composite resin-alloy bond strenght by slica coating.* J Prosthet Dent., 74: 151-4.

Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle RD (1994) *Fatigue Failure Paramaters of IPS Empress Porcelain.* International Journal of Prosthodontics 7, 549-53.

Naylor WP, Beatty MW (1992) *Materials and techniques in fixed prosthodontics*, Dent Clin North Am., 36: 665-692.

Nort RV (2002) *Resin Composites.* Introduction to Dental Materials, Mosby, 2nd.ed., Philadelphia, 2.2, 96-123.

Oh WS, Anusavice KJ (2002) *Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures*. J Prosthet Dent 87: 536-42.

Ohlmann B, Gabbert O, Schmıtter M, Gilde H (2005). *Fracture resistance of the veneering on inlay-retained zirconia ceramic fixed partial dentures*. Acta Odontologica Scandinavica, 63: 335–342.

Olthoff LW, Zel JM, Ruiter WJ, Vlaar ST, Bosman F (2000) *Computer modelling of occlusal surfaces of posterior teeth with the cıcero cad/cam system.* J Prosthet Dent., 84: 154-62.

Önal B (2002) *Restoratif diş hekimliğinde maddeler bilgisi* Ege Üniversitesi Yayınları İzmir, 30-62.

Özcan M, Pfeiffer P, Nergiz I (1998). *A brief history and current status of metal and ceramic surface-conditioning concept for resin bonding in dentistry.* Qintessence Int., 29: 713-24.

Öztürk B, Öztürk N, Özer F, Şengün A (2003) *Kompozit ve seramik inleyler ile direkt kompozit restorasyonların marjinal sızıntılarının karşılaştırılması***.** AÜ Diş Hek Fak Derg., 30:177-85.

Paszyna C, Kerschbaum T, Marinello CP, Pfeiffer P (1990) *Clinical long-term results with bonded bridges.* Dtsch Zahnarztl Z. Jul: 45:406-9.

Peutttzfeld A (1997) *Resin composites in dentistry: the monomer systems.* Europen Journal of Oral Science, 105: 97-116.

Pfeiffer P, Grube L (2003) *In-vitro resistance of reinforced interim fixed partial dentures.* Journal of Prosthetic Dentistry, 89: 170-174.

Piconi C, Maccauro G (1999). *Zirconia as a ceramic biomaterial*. J Biomaterials., 20: 1-25.

Piddock V, Qualtrough AJ (1990) *Dental ceramics-an update.* J Dent., 18: 227-35.

Pini M, Wiskott HW, Scherrer SS, Botsis J, Besler UC (2002) *Mechanical characterization of bovine periodontal ligament.* J Periodontal Res., 37: 237-44.

Platt JA (1999). *Resin cements: into the 21st century*. Compend Contin Educ Dent., 20(12):1173-6, 1178, 1180-2, 1184.

Pospiech P, Rammelsberg P, Unsold F (1996) *A new design for all-ceramic resin-bonded polymer fiber composites.* J Prosthodont., 7:170-6.

Priest GF (1996) *Esthetic comparisons of alternatives for replacement of a single missing tooth.* Procedures & Aesthetic Dentistry, 13: 635-41.

Pröbster L (1992) *Compressive strength of two modern all-ceramic crowns,* Int J Prosthodont., 5: 409-14.

Pröbster L (1993) *Survival rate of In-Ceram Restorations*. Int J Prosthodont., 6: 259-63.

Pröbster L (1996) *Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns*, J Oral Rehabil, 23: 147-151.

Pröbster L, Gerstorfer JG, Kirchner E, Kanjantra P (1997) *In- vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material.* International Journal of Prosthodontics 24: 636-45.

Qualtrough AJ, Wilson NH, Simith GA (1990) *Porcelain inley a historical rewiev*. Prosthet Dent., 81**:** 652-61

Qualtrough AJE and Piddock V (1997) *Ceramics update*, J Dent., 25: 91-5.

Qualtrough AJE and Piddock V (2002) *Dental ceramics: What's new?*, Dent Update., 29: 25-33.

Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK (2003) *Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics.* Dent Mater.,19: 603-11.

Quirynen M, De Soete M, Steenberghe D (2002) *Infectious risks for oral implants: a review of the literature.* Clin Oral Implants Res., 13: 1-19.

Raigrodski AJ (2004) *Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature*. J Prosthet Dent., 92**:** 557-62

Raigrodski AJ, Gerard J, Potiket N (2006) *The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide–based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study.* J Prosthet Dent., 96: 237-44.

Rammelsberg P, Pospiech P, Gernet W (1993) *Clinical factors affecting adhesive fixed partial dentures, A 6-years study*. J Prosthet Dent., 70:300-7.

Rees JS (2001) *An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies*. J Oral Rehabil 28: 425-32.

Rinke S and Hüls A (1996) Copy-*milled aluminous core ceramic crowns: A clinical report*. J Prosthet Dent., 76: 343-6.

Rinke S, Margraf G, Jahn L, Huls A (1994) *The quality appraisal of copy-milled complete-ceramic crown structures*. Scheweiz Monatsschr Zahnmed, 104: 1495-9.

Ritter JE (1995) *Critique of test methods for lifetime predictions*. Dent Mater., 11**:** 147-51.

Rizkalla AS and Jones DW (2004) *Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials*. Dent Mater., 20: 207-12.

Rosentritt M., Plein T., Kolbeck C., Behr M., Handel G (2000) *In-vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixedon natural and artificial teeth.* Int J Prostodont., 13: 387-91.

Schaerer P, Sato T, Wohlwend A (1988) *A comparison of the marginal fit of three cast ceramic crown systems*. J Prosthet Dent., 59, 534-42.

Scherrer SS, De Rijk WG, Belser UC (1996). *Fracture resistance of. all-ceramic crown systems on extracted teeth.* Int J Prosthodont., 9: 580-5.

Schröder (2004), *Interner Bericht an Ivoclar Vivadent AG IPS e.max Press documantations*.

Scientific Documentation; SR Adora . *Resarch and devolopment scientific service; Ivoclar, -Vivadent, Schaan, Liechtenstein.*

Scientific Documentation; SR Targis-Vectris (2000) *Resarch and devolopment scientific service; Ivoclar.*

Seghi RR and Sorensen JA (1995) *Relative flexural strength of six new ceramic materials*, Int J Prosthodont, 8: 239-45.

Solidex *Shofu Solidex Scientific and technical documantations*.

Seghi RR, Sorensen JA (1995) *Relative flexural strength of six new ceramic materials*. Int J Prosthodont., 8: 239-46.

Sevük Ç, Gür H, Akkayan B (2002) *Copy-milled all-ceramic restorations: Case reports.* Quintessence Int., 33: 353-57.

Sewon LA, Ampula L, Vallittu PK (2000) *Rehabilitation of a periodontal patient with rapidly progressing marginal alveolar bone loss: 1-year follow-up.* J Clin Periodontol., 27: 615-19.

Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE (1997) *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago, Illinois.19: 11-6.

Siervo S, Bandettini B, Siervo P, Falleni A, Siervo R (1994) *The Celay system: A comparison of the fit of direct and indirect fabrication techniques*, Int J Prosthodont., 7: 434-39.

Simidt A (2002) *Esthetic provisional replacement of a single anterior tooth during the implant healing phase: A clinical report.* Journal of Prosthetic Dentistry, 87: 598-602.

Sjogren (1995) *Marginal and internal fit of four different types of ceramic inlays after luting. An in vitro study,* Acta Odontol Scand, 53: 24-8.

Soares CS, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LB (2005) *Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests.* Braz Oral Res., 19: 1-16.

Song HY, Yi YJ, Cho L, Park DY (2003) *Effects of two preparation designs and pontic distance on bending and fracture strength of fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures.* J Prosthet Dent., 90: 347-53.

Sparrius O, Grossman ES (1989) *Marginal leakage of composite resin restorations in combination with dentinal and enamel bonding agents*. J Prosthet Dent 61**:** 678-84.

Stappert GJ, Guess PC, Gerds T, Strub JR (2005) *All-ceramic partial coverage premolar restorations. Cavity preparation design, reliability and fracture resistance after fatigue.* American Journal of Dentistry, 18: 275-80.

Stipho HD (1998). *Effects of glass reinforcement on some mechanical properties of autopolymerizing polymethyl methacrlate.* Journal of Prosthetic Dentisry, 79: 580-4

Studer SP, Wettstein F, Lehner C, Zullo TG, Schärer P (2000) *Long-term survival estimates of cast gold inlays and onlays with their analys is of failures*. J Oral Rehabil., 27: 461-72.

Sulaiman F, Chai J, Jameson, LM, Wozniak WT(1997) *A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress and procera crowns.* International Journal of Prosthodontics, 10: 478-84.

Sundh A, Sjogren G (2006) *Fracture resistance of all-ceramic zir phase stabilizers and quality of sintering.* Dent Mater., 21: 476-82.

Sundh and Sjogren (2006) *Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering*.Dent Mater., 22: 778-84.

Tezvergil A, Lassila L, Vallittu PK (2004). *Repair bond strength of restorative resin composite applied to fiber reinforced composite substrate.* Acta Odontologica Scandavia. 62: 51-60.

The Acedemy of Prosthodontics (1999) *The glossory of prostodontics term 7 th edition.* J Proshet Dent., 81:39-110.

Tinschert J, Natt G, Maustsch W, Augthun M, Spiekermann H (2001) *Fracture resistance of lithium disilicate alumina and zirconia based three unit fixed partial dentures: A laboratory study*. Int J Prosthodont., 13: 420-4.

Trushkowsky RD (1997) *Ceramic optimized polymer; the next generation of esthetic restorations part 1,* Compendium, 18: 1101-4.

Trushkowsky RD (1998) *Ceramic inlay fabrication with three-dimensional copy milling technology-Celay*, Compend Contin Educ Dent, 19: 1077-1084.

Türker ve Yücetaş (1997) *Ağız, diş, çene hastalıkları ve cerrahisi.* Atlas Kitapçılık, Ankara.

Ural Ç (2006) *Beş farklı seramik restorasyon yapım yönteminde marjinal uyumların in-vitro olarak değerlendirilmesi.* Doktora Tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

Vallittu PK (1996) *A review of fiber-reinforced denture base resins.* J Prosthodontics 5: 270-76.

Vallittu PK (1998). *Compositional and weave pattern analyses of glass fibers in fixed partial dentures.* Quintessence Int 27: 753-8.

Vallittu PK, Ekstrand K. (1999). *In vitro cytotoxicity of fiber polymethylmethacrylate composite used in dentures.* Journal of Oral rehabilitation, 26:666-71.

Vallittu PK.(2004) *Survival rates of resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures with a mean follow-up of 42 months: a pilot study*. J Prosthet Dent., 91: 241-6.

Van der Zel JM, Vlaar S, Ruiter WJ, Davidson C (2001) *The cıcero system for cad/cam fabrication of full-ceramic crowns*, J Prosthet Dent, 85: 261-267.

Van Noort, R.(2002) *Introduction To Dental Materials*. Second Edition. Mosby-may, England.

Von Weal ATT (2003) *Fracture resistance of molars restored with different types of ceramic partial coverage restorations*. Phd Thesis, Albert-Ludwigs Universty, Vorgelegt, Freiburg.

Waki T, Nakamura T, Wakabayashi K, Mutobe Y, Yatani H (2004) *Adhesive strength between fiber reinforced composites and veneering composites and fracture load of combinations of these materials.* The International Journal of Prosthodontics, 17, 364-8

Wall JG and Cipra DL (1992) *Alternative crown systems; Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice?*. Dental Clin North Amer., 36: 765-82.

Waltimo A, Kononen M (1993) *A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy adults.* Scand J Dent Res., 101:171–5.

Waltimo T, Taner J, Vallittu PK, Haapasalo M (1999) *Adherense of candida albicans to the surface of methacrylate glass fiber composite used in dentures.* International Journal of Proshtodontics, 12: 83-86.

White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA.(2005) *Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system.*J Prosthetic Dent., 94: 125-31.

Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB (2004) *Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review*, J Prosthet Dent., 91: 136-43.

Willer J, Rossbach A, Weber HP (1998) *Computer-assisted milling of dental restorations using a new data acquisition system*, J Prosthet Dent,. 80: 346-53.

Witkowski S (2005). *Cad-cam in Dental Technology*. Quintessence Dent Techno., l**:** 1-16.

Wolfart S, Bohlsen F, Wegner SM, Kern M (2005) *A Prospective Evaluation up to five years of All-Ceramic Crown and Inlay-Retained FPDs.* Int J Prosthodont., 18: 497–505.

Wolfart S, Ludwig K, Uphaus A, Kerna M (2007) *Fracture strength of all-ceramic posterior inlay-retained fixed partial dentures* Dental Materials, (Accepted 27 December 2006).

Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E (2005) *Tam porselen sistemleri II*, GÜ Dişhek Fak Derg., 22: 49-60.

Yazdanie N, Mahood M (1985). *Carbon fiber acrylic resin composite: An investigation of transverse strength.* Journal of Prosthetic Dentistry, 53: 534-47.

Yüksel G, Çekiç G, Özkan P (2000) *Metal desteksiz porselen sistemleri*. Atatürk Ünv Diş Hek Fak Derg., 10: 79-88.

Zaimoğlu A, Can G (2004) *Sabit protezler*, AÜ Dişhek Fak Yayınları, Ankara.

Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L (1993) *Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi,* Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara

9. ÖZGEÇMİŞ

1977 yılında Eskişehir'de doğdu. İlk, orta, lise tahsilini Eskişehir'de tamamladı. 1995 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde yüksek öğrenimine başladı ve 2000 yılında mezun oldu. 2001 yılında aynı fakültede Protetik Diş Tedavisi Anabilimdalında doktora eğitimine başladı. Evlidir. İngilizce bilmektedir.

10.TEŞEKKÜR

Her zaman yanımda olan anneme, babama ve sevgili eşime;

Çalışmamı titizlikle yönlendiren danışmanım Yrd.Doç.Dr. Atilla Gökhan Özyeşil'e;

İstatistiksel analizlerin yapılmasındaki katkılarından dolayı Doç.Dr. Ali Murat SÜNBÜL'e

Örneklerimin hazırlanmasındaki yardımlarından dolayı Dt. Pınar Burcu Sarıdağ'a

Tez çalışmamın labaratuar aşamasındaki yardımlarından dolayı Sıddık Ünal ve Niyazi Dündar'a

Doktora süresince emeği geçen Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine ve sevgili arkadaşlarıma sonsuz teşekkürlerimi sunarım.