

283959

T. C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DİŞLERİ KORUMAK İÇİN UYGULANAN GEÇİCİ
STABİLİZASYON YÖNTEMLERİNDEN İNTRAKORONAL VE
EKSTRAKORONAL KOMPOZİT SPLİNTLERİN MEKANİK
DAVRANIŞLARI

Dr. Neslihan EMİNKAHYAGİL

Hacettepe Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetmeliğinin
Tedavi Programı İçin Öngördüğü
DOKTORA TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır

ANKARA
2000

T. C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DİŞLERİ KORUMAK İÇİN UYGULANAN GEÇİCİ
STABİLİZASYON YÖNTEMLERİNDEN İNTRAKORONAL VE
EKSTRAKORONAL SPLİNTLERİN MEKANİK
DAVRANIŞLARI

Dr. Neslihan EMİNKAHYAGİL

Hacettepe Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetmeliğinin
Tedavi Programı İçin Öngördüğü
DOKTORA TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Saadet Gökcalp

ANKARA
2000

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne:

Bu çalışma jürimiz tarafından Konservatif Diş Tedavisi Programında Doktora Tezi Olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Saadet Gökalp
(Hacettepe Üniversitesi)



Üye: Prof. Dr. Berrin Dayangaç
(Hacettepe Üniversitesi)



Üye: Prof. Dr. Alev Önen
(Hacettepe Üniversitesi)



Üye: Doç. Dr. Yusuf Orçan
(Orta Doğu Teknik Üniversitesi)



Üye: Doç. Dr. Engin Ersöz
Ankara Üniversitesi



ONAY:

Bu tez, Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nca belirlenen yukardaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Yönetim Kurulu'nun kararıyla kabul edilmiştir.



Prof. Dr. N. Sezgin İlgi
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Yazar, bu çalışmanın gerçekleşmesine katkılarından dolayı, aşağıda adı geçen kişi ve kuruluşlara içtenlikle teşekkür eder.

Sayın Prof. Dr. Saadet Gökalp, tez danışmanı olarak çalışmanın gerçekleşmesi için gerekli ortamı sağlamış, yönlendirmiş ve desteklemiştir.

Sayın Doç. Dr. Yusuf Orçan, Orta Doğu Teknik Üniversitesi'nde interdisipliner çalışmanın gerçekleşmesi için gerekli ortamı sağlamıştır.

Orta Doğu teknik Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Bölümü Araştırma Görevlilerinden Sayın Selim Tezcan ve Sayın Senih Gürses, çalışmaya destek olmuştur.

Sayın Gülhan Eminkahyagil çalışmanın istatistiksel değerlendirmesinde katkıda bulunmuştur.

Sayın Raim Doğrar, çalışmada kullanılan koyun çenelerini temin etmiştir.

Gazi Endüstri Meslek Lisesi Tesviye Bölümü Bölüm Şefi Sayın Orhan Göktaş, Atelye Şefi Sayın Cumhuri Ergün ve Atelye Teknisyeni Sayın Sedat Kaşıkcu deney düzeneğinin hazırlanmasında katkıda bulunmuştur.

Dış Hastalıkları ve Tedavisi Bilim Dalı öğretim üyeleri, araştırma görevlileri ve idari personel manevi olarak desteklemiştir.

Bu tez Orta Doğu Teknik Üniversitesi Araştırma Fonu tarafından desteklenmiştir (99.10.03.04)

ÖZET

Eminkahyagil, N., Dişleri Korumak İçin Uygulanan Geçici Stabilizasyon Yöntemlerinden İntrakoronal ve Ekstrakoronal Kompozit Splintlerin Mekanik Davranışları, Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konservatif Diş Tedavisi Doktora Tezi, Ankara, 2000. Çeşitli nedenlerle desteğini kaybetmiş mobil dişleri stabilize etmek amacı ile splintleme yapılır. Bu invitro çalışmanın amacı, dişleri korumak için kullanılan geçici stabilizasyon yöntemlerinden intrakoronal ve ekstrakoronal tekniklerle iki farklı adeziv sistem kullanarak hazırlanmış fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin splintlerin periodontal harabiyetin taklit edildiği ve edilmediği durumlardaki mekaniksel davranışlarının 37°C'de incelenmesidir. Birinci aşamada güçlendirilmiş Connect şerit (Kerr) ve Prodigy (Kerr) malzemelerinden hazırlanmış örneklerin kırılma anına kadar dayanabildiği maksimum yük, absorbe edebileceği maksimum enerji, ve elastik modül değerleri bulunmuştur. İkinci aşamada periodontal olarak sağlam çenenin taklit edildiği 40 adet koyun çenesi modeli, 4 grupta, Optibond FL (Kerr) ve Scotchbond Multi Purpose (3M) ile iki değişik yöntemle (ekstrakoronal ve intrakoronal) Connect güçlendirilmiş şerit ve Prodigy kullanılarak splintlenmiş ve mekanik testleri yapılmıştır. Üçüncü aşamada, santral kesicilerin periodontal olarak hasar görmüş dişleri taklit etmek amacıyla ayrılarak hazırlandığı 40 adet koyun çenesine ikinci aşamadaki yöntemlerin aynısı uygulanarak 4 grup elde edilmiş ve splintlerin mekanik testleri yapılmıştır. Toplam 8 grup arasında istatistiksel olarak karşılaştırma yapılabileceği Kruskal-Wallis istatistiksel analizi ile belirlenmiştir ($p=0.000$). Gruplar arasında fark ise Wilcoxon-MannWhitney U testi ile değerlendirilmiştir. Örneklerin kırılma şekilleri ise Kolmogorov-Smirnov Z testi ile karşılaştırılmış ve farklılıkları da istatistiksel olarak kanıtlanmıştır ($p= 0.03$) Intrakoronal yöntemlerle yapılan splintlerin daha dayanıklı olduğu ve kırılma şekillerinin farklılık gösterdiği bulunmuştur ($p= 0.001$). Scotchbond Multi Purpose adeziv sistemi kullanılarak yapılan splintlerin ise kırılma anına kadar daha fazla enerji absorbe edebileceği gösterilmiştir ($p= 0.005$).

Anahtar Kelimeler: Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit, Splint, Koyun, Mekanik

Destekleyen Kurumlar: Orta Doğu Teknik Üniversitesi Araştırma Fonu 99.10.03.04

ABSTRACT

Eminkahyagil, N., Dişleri Korumak İçin Uygulanan Geçici Stabilizasyon Yöntemlerinden İntrakoronal ve Ekstrakoronal Kompozit Splintlerin Mekanik Davranışları, Hacettepe Hacettepe University Health Sciences Institute PhD Thesis in Conservative Dentistry, Ankara, 2000. Splinting is indicated for the teeth where support has been lost or reduced. The aim of this in vitro study is to determine the mechanical properties of splints made by two techniques (extracoronally and intracoronally) using two adhesive agents by simulating the loss of periodontal support in sheep mandibula at 37°C. In the first phase of the research, the mechanical properties of the material itself were determined within the parameters of the maximum force required up to the point of failure, maximum deformation, maximum energy that can be absorbed up to the failure point and the elastic modulus. In the second phase, the mechanical tests of the splints made in periodontally intact simulated 40 sheep mandibula, within 4 groups, by using Optibond FL (Kerr) and Scotchbond Multi Purpose (3M) and two techniques were accomplished. In the third phase, the same mechanical tests were accomplished in 40 sheep mandibula, within 4 groups, which were simulated for the loss of periodontal support. The presence of the statistical difference was determined by using Kruskal-Wallis test ($p=0.000$). The difference between the groups were investigated by Wilcoxon-Mann-Whitney U test. The mode of failure was investigated statistically by Kolmogorov-Smirnov Z test. The results of the research revealed that the splints made intracoronally can withstand more force than extracoronally splints ($p = 0.001$) and their mode of failure is different from extracoronally splints ($p=0.03$). Scotchbond multi Purpose adhesive agent can absorb more energy up to the point of failure than Optibond ($p= 0.005$).

Key Words: Fiber Reinforced Composites, Splint, Sheep, Mechanic
Supported by Middle East Technical University (99.10.03.04)

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
TABLolar DİZİNİ	xi
GİRİŞ	1
GENEL BİLGİLER	3
2.1 DİŞ HEKİMLİĞİNDE ADEZİVLERİN KULLANIMI	3
2.1.1. MİNEYE ADEZYON	4
2.1.2. DENTİNE ADEZYON	5
2.2. KOMPOZİT REZİNLER	11
2.3. SPLİNT	15
2.3.1. SPLİNTLERİN SINIFLANDIRILMASI	17
2.3.2. SPLİNT UYGULANMASININ ORAL MİKROFLORAYA ETKİSİ	25
2.3.3. SPLİNT UYGULANMIŞ BİREYLERDE ORAL BAKIM	25
2.3.4. GÖREVİNİ TAMAMLAYAN SPLİNTLERİN DİŞLERDEN UZAKLAŞTIRILMASI	27
2.3.5. KOMPOZİT REZİNLERİN SPLİNT MALZEMESİ OLARAK KULLANIMI	28
2.4. SPLİNTLEME İŞLEMİNDE FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİTLERİN KULLANIMI	29
GEREÇ VE YÖNTEM	35
BULGULAR	51
TARTIŞMA	68
SONUÇ VE ÖNERİLER	77
KAYNAKLAR	79

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

θ	değim açısı
BIS-GMA	bisfenil-A glisidil metakrilat
NPG-GMA	N-fenil glisidil metakrilat
HEMA	Hidroksi etil metakrilat
NTG-GMA	N-toli glisin glisidil metakrilat
PMDM	piromellitikasit dietilmetakrilat
PMGDM	piromellitikasit gliserol dimetakrilat
BPDM	bifenil dimetakrilat
MMEP	mono (2-metakriloksi) etil fitalat
HAMA	hidroksialkil metakrilat
PENTA	dipentaeritritol penta-akrilat monofosfat
NPG	N-fenil glisin
EDTA	etilendiaminetetraasetik asit
4-META	4-matakrillo oksietiltrimerik asit
GPDM	gliserofosforik asit dimetakrilat
UDMA	üretan dimetakrilat
SE/SP	self-etching/self-priming
Fenil-P	2-(metakriloksi) etil fenil hidrojen fosfat
5-NMSA	N-metakrilol 5-aminosalisilik asit
MDP	desilhidrojen fosfat
TEGDMA	trietilen glikol dimetakrilat
SBMP	Scotchbond Multi Purpose
kN	kilonewton
mm	milimetre
MPa	mega paskal
3N	3 nokta eğme testi

ŞEKİLLER DİZİNİ

2.1.	Hastada görülen mobilite-periodontal duruma göre yapılabilecek splint tedavisi	24
2.2.	Dokuma ve örgü tarzında olan güçlendiriciler	31
3.1.	Scotcbond Multi Purpose	35
3.2.	Optibond FL	36
3.3.	Connect	37
3.4.	Prodigy	38
3.5.	Üç nokta eğme testi için hazırlanan bir örnek ve test sonrası görünümü	39
3.6.	Üç nokta eğme testi düzeneği	41
3.7.	İkinci ve üçüncü aşamalarda kullanılmak üzere hazırlanmış örnek	42
3.8.	Hazırlanan oluğun insizalden görünümü	44
3.9.	Hazırlanan oluğun aproksimalden görünümü	44
3.10.	Splint uygulanmış bir örnek	46
3.11.	Yük uygulama modeli	47
3.12.	Yük uygulama modeli	48
3.13.	Çalışmanın üçüncü aşaması için hazırlanmış bir örnek	49
4.1.	Çalışmanın birinciaşamasında kırılan bir örnek	51
4.2.	Çalışmanın her üç aşamasında bulunan ortalama kırılma kuvveti değerlerinin grafik olarak gösterimi	53
4.3.	Çalışmanın her üç aşamasında bulunan sistemin kırılma anına kadar absorbe edebileceği enerji miktarı ve standart sapmaları	54
4.4.	Çalışmanın her üç aşamasında sistemin kırılma anına kadar gösterdiği deformasyon ve standart sapmaları	54
4.5.	Çalışmanın ikinci ve üçüncü aşamalarında hesaplanan elastik modül değerleri ve standart sapmaları	55
4.6.	Çalışmanın birinci aşamasında görülen karakteristik kuvvet-deformasyon grafiği	55

	x
4.7. Çalışmanın ikinci ve üçüncü aşamalarında 8 grupta görülen karakteristik kuvvet-deformasyon grafiği	56
4.8. Ekstrakoronal olarak hazırlanan bir örneğin karakteristik kırılma şekli	64
4.9. İntrakoronal olarak hazırlanmış bir örneğin karakteristik kırılma şekli	65
4.10. Kompozit içerisinde koheziv kırık	65
4.11. Fiberde deformasyon izlenen örnek	66

TABLolar DİZİNİ

2.1.	Geleneksel kompozit rezinler ve ortalama partikül boyutları	13
2.2.	Hibrit kompozit rezinler ve ortalama partikül boyutları	14
2.3.	Heterojen mikrodolduruculu kompozitler	14
3.1.	Scotchbond Multi Purpose	35
3.2.	Optibond FL	36
3.3.	Connect	37
3.4.	Prodigy	38
3.5.	Çalışmanın aşamaları	39
3.6.	Üç nokta eğme testi için örneklerin hazırlanması	40
3.7.	Çalışmanın ikinci aşamasında gruplar ve splint uygulama yöntemleri	43
3.8.	Optibond FL uygulaması	45
3.9.	Scotchbond Multi purpose uygulaması	46
3.10.	Çalışmanın üçüncü aşamasında gruplar ve splint uygulama yöntemleri	50
4.1.	Üç nokta eğme testinden elde edilen sonuçlar	51
4.2.	Çalışmanın ikinci ve üçüncü aşamasından elde edilen kuvvetlerin ortalaması, sistemin kırılma anına kadar absorbe edebileceği enerji ve standart sapması	52
4.3.	Çalışmanın ikinci ve üçüncü aşamasında 8 grupta elde edilen kırılma anına kadar görülen deformasyon, elastik modül değerleri ve standart sapmaları	53
4.4.	8 grup için Wilcoxon-Mann-Whitney U testi ile elde edilen p değerleri	57
4.5.	Çalışmanın ikinci aşamasında kullanılan 4 grup için gözlemlenen kırılma şekilleri ve bulunan p değerleri	63
4.6.	Çalışmanın üçüncü aşamasında kullanılan 4 grup için gözlemlenen kırılma şekli ve bulunan p değerleri	67

GİRİŞ

Ağızda diş kaybı ile sonuçlanabilen durumlar her zaman çürük sonucu olmayabilir. Sağlıklı sayılabilecek dişler bazen dişi çevreleyen sert ve yumuşak dokuların patolojileri ya da travma sonucunda da kaybedilebilir. Böyle durumlarda hastanın istekleri, yetenekleri ve sosyal durumuna uygun olacak biçimde sağlıklı, fonksiyonel ve stabil bir dentisyon elde edilmesi amacı ile diş hekimliği bünyesinde bulunan disiplinler koordinasyon içinde çalışarak ağızda bulunan sağlıklı dişleri mümkün olduğu kadar korumalıdır.

Bu amaçla, travmatik olarak yer değiştirmiş, transplante edilmiş, kökü kırılmış ve periodontal harabiyet sonucu desteğini kaybetmiş mobil dişleri stabilize etmek amacı ile splintleme yapılabilir (Andreasen, 1981a).

Malzeme teknolojisinin dinamik bir karaktere sahip olmasına paralel olarak hem adeziv hem de kompozit rezinler zaman içerisinde devamlı bir gelişme göstermekte ve kullanım alanları da yaygınlaşmaktadır. Bu gelişmeler sonucu adezivle birlikte kompozit rezinlerin kullanımı; basitleştirildiği için yaygınlaşmakta, klinisyene dişi daha konservatif bir yaklaşımla tedavi etmesine, daha estetik bir sonuç elde edilmesine ve kuvvetin daha çok olduğu bölgelerde de kullanılmasına olanak tanımaktadır.

Adeziv kompozit rezinler tek bir dişin restorasyonunda oldukça başarılı sonuçlar verebilirken, birkaç dişin stabilizasyon amacı ile bir araya getirilmesinde fiziksel ve mekaniksel yetersizlikleri sebebi ile çok başarılı olamayabilirler. Splintleme üzerine geliştirilmiş yeni bir yaklaşım da kompozitin fiziksel özelliklerini geliştirmek amacı ile fiber demetlerinin rezin ile birleştirilmesidir. Bunun sonucunda da kompozit rezinlerin estetik olma özelliğinin üzerine fiberlerden gelen geliştirilmiş fiziksel ve mekanik özellikler de eklenmiş olur ve daha iyi bir stabilizasyon elde edilebilir.

Tarih boyunca mobil dişlerin stabilizasyonu amacı ile birçok teknik ve malzeme kullanılmıştır. Ancak ne yazık ki bu tekniklerden elde edilen sonuçlar

kanıtlanmış laboratuvar çalışmalarından daha çok gözlem ve klinik deneyimlere dayanmaktadır.

Bu invitro çalışmanın amacı, dişleri korumak için kullanılan geçici stabilizasyon yöntemlerinden intrakoronel ve ekstrakoronel tekniklerle iki farklı adeziv sistem kullanarak hazırlanmış, fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin splintlerin periodontal harabiyetin taklit edildiği ve edilmediği durumlarda, mekaniksel davranışlarının 37°C'de incelenmesidir.

GENEL BİLGİLER

2. 1. DIŞ HEKİMLİĞİNDE ADEZİVLERİN KULLANIMI

Adezyon farklı moleküller arasındaki çekim kuvvetidir. Adezyonu oluşturan maddeye adeziv, adezivin uygulandığı maddeye ise aderent adı verilir.

Doğal diş yapısına bağlanma aşağıdaki dört mekanizmayla gerçekleşebilir (Söderhölml, 1991):

1. Resin penetrasyonu ve bunu izleyen resin formasyonu ile oluşan mekanik tip bağlanma yolu ile,
2. Monomerlerin mekanik ya da kimyasal yolla bağlanabileceği inorganik ve organik artıkların dentin yüzeyinde birikmesi yolu ile,
3. Dişin inorganik bileşeni olan hidroksiapatite kimyasal bağlanma yolu ile,
4. Dentinin organik bileşenine (özellikle tip I kollajen) kimyasal bağlanma yolu ile.

Adezyonun oluşma mekanizması dört yaklaşımla açıklanabilir (Allen, 1992):

1. Mekaniksel teori, adezivin aderent yüzeyindeki girinti ve çıkıntılara kilitlenmesini içerir.
2. Adsorbsiyon teorisi, adeziv ile aderent arasındaki kimyasal bağlanmayı içerir.
3. Difüzyon teorisi, mobil moleküller arasındaki bağlanmayı içerir.
4. Elektrostatik teori, bir metal yüzey ile polimer bağlanırken temas yüzeyinde bağlanma mekanizmasında rol oynayacak elektriksel alan oluşumu içerir.

Adezyonun oluşabilmesi için adeziv, aderent yüzeyine iyi akmalı ve yüzeyi de iyi ıslatmalıdır (Ruyter, 1992). Adeziv ve aderent arasında oluşan değim açısı (θ) ıslanabilirliği belirleyen kriterdir. Bu açı, aderent yüzeyi ve adeziv arasında oluşan açıdır ve bu açı küçüldükçe de yüzeye damlatılan adezivin aderenti ıslatabilme özelliği de artmış olur (Kiremitçi ve Gökalp, 1998).

Restoratif işlemlerin çoğunluğunun başarısı mineralize diş yapısı ve restoratif malzeme gibi iki farklı yüzeyin adezyonun yaratılmasına bağlıdır. Restoratif malzemelerin klinikteki davranışları, maksimum adezyonun elde edilmesi ve yüzeyler arasında mikrosızıntının azaltılmasıyla geliştirilir (Wieczkowski ve ark., 1992). Mikrosızıntı; marjinal renklenme, tekrarlayan çürük ve postoperatif hassasiyet gelişiminden sorumlu tutulmaktadır (Phillips, 1965). Adezyon, restoratif malzemelerin

fiziksel retansiyonunu da geliştirerek, klinisyene daha konservatif kavite preparasyonları yapmaya olanak tanır (Albers, 1986).

Diş hekimliğinde adezivin kullanımı, bu konu üzerinde çalışmaları da destekleyecek şekilde yaygınlaşmaktadır. Devam eden bu çalışmalar diş rengindeki estetik restoratif malzemeleri mineralize diş yapılarına bağlamak amacı ile tasarlanmış ürün ve tekniklerin gelişmesine sebep olmuştur.

Modern adezivlerin adezyonunu geliştirmek için belirlenen bazı stratejiler bulunmaktadır. Bu stratejiler, mekanik adezyonu geliştirmek amacı ile yüzeyde değişiklikler yapılmasını, mineralize diş yapısının inorganik ve organik bileşenlerine kovalen bağlanabilecek kimyasal formüllerin kullanılmasını ve adezivin ıslatabilme özelliğini geliştirecek düşük yüzey gerilimli primerlerin kullanımını içerir (Latta ve Barkmeier, 1998).

2.1.1 MİNEYE ADEZYON

Mine yüzeyinin akrilik rezinlerin adezyonunu geliştirmek amacı ile asidik bir solusyonla muamele edilip değiştirilmesi ilk olarak Buonocore tarafından 1955 yılında ortaya konulmuştur (Buonocore, 1955). Fosforik asit kullanılarak yapılan bu işlem, mine yüzeyinde mikropöröziteler oluşturur ve rezinin bu yüzeye mikromekanik retansiyon yolu ile bağlanmasına izin verir.

Adeziv malzemelerin uygulanmasından önce hem mineyi hem de dentini pürüzlendirmek için fosforik asitten başka asitler de kullanılabilir. Maleik, sitrik, nitrik ve oksalik asit gibi daha az kuvvetli ve dentinle daha uyumlu olduğu düşünülen asitlerin mineye eşdeğer bağlanma kuvvetlerine sahip olduğu laboratuvar çalışmalarında gösterilmiştir (Barkmeier ve Ericson, 1994; Reifeis ve ark., 1995). Fakat fosforik asit, diğer asitlerin kullanımı ile karşılaştırıldığında daha derin rezin penetrasyonuna izin vermesi ve belirli bir pürüzlendirme yoluna sahip olması sebebi ile tercih edilmektedir (Retief, 1992; Barkmeier ve Ericson, 1994).

Bu teknik için piyasaya sürülen ilk bonding sistemi partikül içermeyen bisfenil-A glisidil metakrilat (BIS-GMA) rezindir. Bu ilk adeziv sistemlerin kullanılması ile restoratif malzemelerin pürüzlendirilmiş mine yüzeyine kesme bağlanma kuvvetlerinin 16 ve 21 MPa arasında olduğu bulunmuştur (Nordenvall ve ark., 1980; Barkmeier ve ark., 1986; Craig, 1989; Retief, 1992).

2.1.2 DENTİNE ADEZYON

Dışten dişe, hastadan hastaya hatta bir dişin içinde bile değişiklik gösteren dentinin kompleks histolojik yapısından ve özelliklerinden kaynaklanan sorunlar nedeni ile araştırmacılar uzun bir süredir dentin ile rezin arasında da minede olduğu gibi etkin bir bağlanma oluşturmak için çalışmalar yapmaktadır (Van Meerbeek ve ark., 1992).

Minenin asitle pürüzlendirilmesi ve bağlanmada elde edilen başarıdan dolayı, ilk dentine bağlanma çalışmalarında da fosforik asit kullanımı düşünülmüştür (Bowen ve Cobb, 1983). Bu çalışmalarda yüksek bağlanma kuvvetleri elde edilememiş ve asit uygulanmasından sonra potansiyel pulpal harabiyet üzerinde durulmuştur (Retief, 1992; Stanley, 1996).

Dentinin asitle pürüzlendirilmesinden elde edilen kısıtlı başarıdan dolayı, araştırma çalışmaları dentine kimyasal bağlanmayı geliştirecek şekilde yoğunlaşmıştır. Bu tip ilk ticari sistem olan Cervident'e (SS White, Holmdel, NJ) yüzey kalsiyumu ile şelasyon elde etmek amacı ile yüzey aktif ko-monomer olan N-fenilglisin glisidil metakrilat (NPG-GMA) eklenmiştir. Bu sistemin bağlanma değerleri zayıf bulunmuş (yaklaşık olarak 3 MPa) ve geleneksel partikül içermeyen rezinle karşılaştırıldığında mikrosızıntı yönünden avantajlı olmadığı da gösterilmiştir (Crim ve ark., 1984).

İkinci kuşak dentin adeziv sistemleri, polimerize olabilen fosfat bileşenleri içeren BIS-GMA rezinleri kullanmaktadır. Bu fosfat bağlanma sistemleri aynı zamanda mineralize sübstratın kalsiyum bileşenine bağlanmasını desteklemek amacı ile formüle edilmiştir. Bu tip ticari ürünlerin öncüleri BIS-GMA'nın halofosfor esterini içeren Scotchbond (3M Dental Products, St. Paul, MN) ve Clearfil'dir (Kuraray Co. Ltd. Osaka). Bu tip diğer ürünler Prisma Universal Bond (Dentsply/Caulk, Milford, DE), Bondlite (Sybron/Kerr, Romolus, MI), J & J Mine-Dentin Bonding Sistemleri (Johnson & Johnson Dental Products, East Windsor, NY) ve Dentin Adhesive'dir (Kulzer Inc., Irvine, CA). Bu malzemelerin ortalama bağlanma kesme kuvvetleri 2 ve 7 MPa arasında değişmektedir (Barkmeier ve Cooley, 1992).

Gelişmeler ilerledikçe, kavite preparasyonu sırasında frez yada benzeri kesici el aletleri ile yapılan kesme ve aşındırma işlemleri sonucunda dentin yüzeyini kaplayan kan, tükürük, bakteri, hidroksiapatit kristalleri ve denatüre kollajenden oluşan smear

tabakasının adeziv sistemlerin davranışı üzerinde belirgin etkisi olduğu gösterilmiştir. (Wolski ve ark., 1989; Krejci ve ark., 1990; Boyer ve Roth, 1994). Dolayısı ile üçüncü kuşak dentin adeziv sistemler, dentin conditioning basamağı, ara bir primer uygulanması ve bonding ajan kullanımını içermektedir. Conditioner malzemeler, adeziv rezin kullanılmasından önce smear tabakasını ya modifiye eder ya da ortadan kaldırır (Barkmeier ve Cooley, 1992).

Primerler organik çözücüler içinde erimiş halde bulunan polimerlerdir. Çözücü buharlaştıktan sonra ince bir tabaka yüzeye bağlanmış şekilde kalır (Brewis, 1992). Adezyon geliştirici olarak da bilinen primerlerde çözücü genellikle aseton ve/veya etanoldür. Primer molekülleri iki fonksiyonel gruba sahiptir. Bir grubun yüzeye afinitesi varken diğerinin de adezive afinitesi bulunmaktadır (Erickson, 1992). Dentin yüzey enerjisindeki artış bu primerler ile elde edilir. Hidroksietilmetakrilat (HEMA), ıslatabilirlik özelliği ve dentine afinitesi ile dentini asite dirençli bir yapı haline getirdiği için bütün primerlerin yapısında bulunmaktadır (Harashima ve Hirasawa, 1990). HEMA ayrıca demineralize dentin içerisindeki mikropörözitelerde hidrojen bağları oluşturabilir ve higroskopik genişleme sonucu sübstrat içerisine mekanik olarak bağlanabilir (Schumacher ve ark., 1992).

Primerler, HEMA haricinde N-toliglisin glisidilmetakrilat (NTG-GMA), piromellitik asit dietilmetakrilat (PMDM), piromellitik asit gliserol dimetakrilat (PMGDM), bifenil dimetakrilat (BPDM), mono (2-metakriloksi) etilfitalat (MMEP), hidroksi alkil metakrilat (HAMA) ve dipenta eritritol penta-akrilat monofosfat (PENTA) gibi monomerler içerebilirler.

Bowen tarafından geliştirilmiş bir sistem, % 2,5 nitrik asit/ferrik oksalat içeren dentin conditioner, daha sonra NTG-GMA ve PMDM uygulanmasını içerir (Bowen, 1986). Bu sistem daha sonra alüminum oksalatın ferrik oksalat ile yer değiştirmesiyle geliştirilmiştir. Tenure (Den-Mat Corp., Santa Maria, CA) piyasaya sürülen ilk oksalat bonding sistemdir ve yıllar boyunca birçok kez modifiye edilmiştir. Tenure Solution sisteminde dentin conditioner olarak fosforik asitin yanında alüminum oksalat ve nitrik asit kullanılmaktadır.

Diğer üçüncü kuşak bir ürün Mirage-Bond'da (Chameleon Dental Products, Kansas City, KS) % 2,5 nitrik asit, N- fenil glisin (NPG) ve PMDM'den oluşan dentin

conditioner bulunmaktadır. Gluma Bonding Sisteminde (Miles Dental Products, Elkhorn, IN) etilen diaminetetra asetik asit (EDTA) dentin conditioner olarak kullanılmakta ve bunu da HEMA, glutaraldehit ve partikül içermeyen rezin kullanımı takip etmektedir. Scotchbond 2'de, dentin conditioner olarak maleik asit ve HEMA kullanılmaktadır; bunu da BIS-GMA rezin ve HEMA içeren adeziv rezin uygulaması takip etmektedir. XR Primer/XR Bond (Sybron/Kerr), Clearfil Liner Bond Sistem (Kuraray Co., Ltd.), Dentesive (Kulzer Inc.) ve Prisma Universal Bond 3 (Dentsply/Caulk) diğer üçüncü kuşak bonding sistemlerdir. Prisma Universal Bond 3, dentinin hem organik hem de inorganik bileşenlerine bağlanması için tasarlanmıştır. Bu sistemin conditionerı HEMA ile beraber etanol solusyonunda bulunan PENTA fosfat adezyon promoteri içermektedir. Bu primerin üçüncü kuşak sistemlerden farkı smear tabakasını ortadan kaldırması ve smear tabakasını da altında bulunan dentine adeziv yoluyla katılmasıdır (Barkmeier ve Cooley, 1992).

Üçüncü kuşak sistemlerde kesme bağlanma kuvvetlerinde belirgin gelişmeler elde edilmiştir. Scotchbond 2 için 9 MPa ile 18 MPa arasında değişen değerlere ulaşılabilirken Universal Bond 3 ve Tenure Solution ile 18 MPa'ı aşan değerler elde edilmiştir (Barkmeier ve Cooley, 1992).

Modern adezivler, Nakabayashi tarafından sunulmuş olan hibrit tabaka oluşumu prensibine dayanmaktadır (Nakabayashi, 1982). Asitle pürüzlendirilmiş dentindeki smear tabakası arasından geçen primer, eriyen hidroksi apatit kristallerinin bıraktığı boşlukları doldurur ve intertübüler dentindeki kollajenler çevresinde ağ biçiminde 1-5 µm kalınlığında bir tabaka oluşturur. Kollajen, kopolimer ve polimer ile sarılmış hidroksiapatitten oluşan rezinle güçlendirilmiş aside dirençli tabaka hibrit tabakadır ve oluşum sürecine de hibridizasyon denmektedir. (Nakabayashi ve ark., 1992). Yakın zamanda geliştirilmiş ve bağlanma mekanizması olarak hibridizasyona dayanan bonding sistemler dördüncü kuşak bonding sistemler olarak adlandırılmaktadır. Bu sınıflama, asitlerle smear tabakasının tamamen uzaklaştırıldığı sistemler için "total etch" ya da "smear uzaklaştırıcı" sistemler olarak adlandırmaktadır.

Dördüncü kuşak adeziv sistemlerin ilk ikisi efektif bağlanmanın oluşabilmesi için dentinin hibridizasyonu prensibine dayanmaktadır. Daha önceki sistemler, dentin

conditioning aşamasından hemen sonra havayla kurutmayı gerektirmektedir. All Bond 2 (Bisco Inc., Itasca, IL) ve Scotchbond Multi Purpose (3M) en iyi nemli dentin üzerinde etkili olacak biçimde tasarlanmıştır (Barkmeier ve Ericson, 1994; Kanca 1992a; Kanca, 1992b). All Bond 2, fosforik asitle mine/dentin conditioning aşaması ile başlar ve bunu da aseton içerisinde NTG-GMA ve BPDM hidrofilik primer uygulaması takip eder. Bunu da daha sonra BIS-GMA ve HEMA'dan oluşan partikül içermeyen rezin uygulaması tamamlar. Orijinal Scotchbond Multi Purpose sisteminde dentin % 10'luk maleik asitle muamele edilir ve bunu da HEMA ve Vitrebond kopolimerin aköz solusyonu olan bir primer uygulaması takip eder. Bu sistemde kullanılan adeziv rezin HEMA içeren BIS-GMA rezindir. Daha sonra, bu sistemle daha iyi bir bağlanma sağlamak amacı ile maleik asit yerine fosforik asit kullanılmıştır.

Imprevia Bond (Shofu Dental Corp., Menlo Park, CA), asit, HEMA ve 4-metakrilooksietiltrimerik asit (4-MET) içeren primer ve TEG-DMA ve BHT içeren diğer bir dördüncü kuşak sistemdir. Permaquick (Ultradent Products, South Jordah, Utah), asit, HEMA ve etanol bazlı primer ve cam partikülleri içeren BIS-GMA bazlı adeziv içeren diğer bir sistemdir. OptiBOND (Sybron/Kerr), su ve etanol içerisinde HEMA ve gliserofosforik asit dimetakrilat (GPDM) içeren bir primer ve BIS-GMA, HEMA, gliserol dimetakrilat baryum cam ve silika partikülleri bulduran adeziv içermektedir. SolidBond da (Kulzer) aynı OptiBOND'da olduğu gibi kısmi doldurucu içermektedir. Adeziv rezinlerde partikül kullanımı, radyoopasite sağlarken bonding tabanında daha az polimerizasyon büzülmesi de sağlamaktadır. Adezivde daha az rezidüel büzülme stresinin de bağlanmada daha az başarısızlığa sebep olduğu savunulmuştur (Latta ve Barkmeier, 1998).

Dördüncü kuşak bir sistem olan ProBOND (Sybron/Kerr), dentin conditioning işlemi içermemesi açısından diğer sistemlerden farklılık göstermektedir (Triolo, 1995); smear dissolving sistemler olarak da adlandırılmaktadır. Bu sistem fosfat adezyon promoter olan PENTA ile aseton/etanol bir primer ve üretan dimetakrilat (UDMA), PENTA ve glutaraldehitten oluşan bir adeziv içermektedir. Fakat bu sistem ile başarılı bir mine bağlanması elde edilebilmesi için minenin asitle pürüzlendirilmesi gerekmektedir. Farklı diğer bir sistem de Liner Bond 2 (Kuraray Co.)'dir. Bu sistem non-rinse self etching primer (çalkalama yapılmayan kendiliğinden pürüzlendiren

primer sistemi; SE/SP) prensibini sunmuştur. Primer, 2-metakriloksi etilfenil hidrojen fosfat (fenil-P), HEMA ve N-metakrilol 5-amino salisilik asit (5-NMSA)'den oluşurken adeziv rezin metakriloksi desil dihidrojenfosfat (MDP), BIS-GMA ve koloidal silikadan oluşmaktadır. Bu sistemle yapılan laboratuvar çalışmalarında mine ve dentine olan bağlanma kuvvetleri 19.4 MPa ve 28.2 MPa olarak ölçülmüş olsa bile (Barkmeier ve ark., 1995) bu self etching işlemin özellikle mine bağlanması açısından klinik başarısı üzerinde çalışılmalıdır (Latta, 1998).

Bu sistemlerin primerleri ile dekalsifiye yüzeyel dentin infiltrasyonu, pürüzlendirilmiş dentinin yüzeyinde bulunan nem ile sağlanır. Asitle pürüzlendirme işlemi kollajenden zengin fibriler bir yüzey elde edebilecek şekilde dentinin yüzeyel tabakasını demineralize eder. Böyle nemli bir dentin yüzeyinde bulunan su, daha sonra uygulanacak adeziv primerin penetrasyonu için kollajen fibrilleri düzenler. Aksi takdirde dentin yüzeyinin fazla kurutulmasıyla demineralize dentin yüzeyinin mikroyapısının kollabe olduğu ve hidrofilik primerin tamamen penetrasyonuna engel olacak şekilde bariyer oluşturduğu görülmüştür (Tay ve ark., 1996a). Buna da hibridoid tabaka denir.

Klinik olarak dentin yüzeyinin çok fazla kurutulmasında olduğu gibi aşırı nemli olması da problemlili olabilir. Laboratuvar çalışmalarında aşırı nemli yüzeylerin, primer bileşenlerinin ayrılması sonucu boşluk alanlara neden olduğu ve bunun da adeziv tabakasının polimerizasyonunu engellediği gösterilmiştir (Tay ve ark., 1996b; Tay ve ark., 1996c). Çok fazla kurutulmuş yüzey ise kollajen tabakasının kollabe olmasına ve primer penetrasyonunun engellenmesine yol açar. Asitle muamele edilmiş yüzeylerin kurutulmasına bağlı olarak daha düşük bağlanma değerleri elde edilmiştir. Nemli dentin bağlanması elde etmek için ideal olarak dentin yüzeyi yüzeyde artık su kalmayacak şekilde nemli olmalıdır. Böyle bir ortam da yüzeyi kurutmadan fazla suyun bir pamuk pelet yardımı ile alınması ile elde edilebilir (Barkmeier ve Ericson, 1994).

Birçok dördüncü kuşak adeziv sistemin diğer bir özelliği de uygulama alanlarının çok amaçlı olarak genişlemiş olmasıdır. Mine ve dentine bağlanmanın yanı sıra döküm alaşımlarına, amalgama ve porselene de bağlanabilmektedirler (Brannström, 1982). Bulunan ortalama kesme kuvvetleri ise 17 MPa ve 24 MPa

arasında değişmekteyken (Barkmeier ve Ericson, 1994; Barkmeier ve ark., 1995; Triolo ve ark., 1995) klinik bilgi oldukça sınırlıdır (Duke, 1993).

Beşinci kuşak olarak adlandırılan sistemlerin karakteristik özelliği primer ve bond rezin uygulama aşamalarının birleştirilerek tek bileşenli rezin formülünün elde edilmiş olmasıdır. Bütün bu sistemler, kullanımı daha kolay ve daha hızlı denilerek piyasaya sürülmüş olsa bile mineye ve dentine maksimum bağlanma elde edilebilmesi için asitle pürüzlendirme gibi aşamalar içermektedir. Dördüncü kuşak sistemlere benzer şekilde dentinin hibridizasyonu temeline dayanmaktadır. Bu malzemeler aynı zamanda genellikle dentin yüzeyinde rezidüel neme ve dentine rezin penetrasyonunu etkileyecek hidrofilik kompozisyonlara dayanmaktadır. Bu formülasyonlar daha çok çözücü içerirken, dentin nem içeriğindeki ufak değişikliklere oldukça hassastır ve başarılı bir bağlanma elde edilebilmesi için birkaç tabaka halinde uygulanması gerekmektedir (Tay ve ark., 1996d). One-Step (Bisco Itasco, IL) ve Prime & Bond (Dentsply/Caulk, Milford, Delaware) piyasaya sürülmüş olan ilk tek şişeli adeziv sistemlerdir. One-Step aseton çözücü içerisinde BIS-GMA rezin, BPDM ve HEMA içermektedir. Prime & Bond ve onun geliştirilmiş şekli olan Prime & Bond 2.1 (setil amin florid içerir) aseton içerisinde PENTA, trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ve elastomerik UDMA içermektedir. One-Step ve Prime & Bond ile yapılan laboratuvar çalışmaları boşluk içermeyen rezinle güçlendirilmiş dentin tabakasının oluştuğu gösterilmiş ve ortalama kesme kuvvetinin de 20 MPa'ı aştığı bulunmuştur (Tay ve ark., 1996d; Barkmeier ve ark., 1997). Fakat bu sistemler, asitle pürüzlendirilmiş dentin yüzeyinin kurutulmasına karşı oldukça hassastır. Dentin yüzeyinin kurutulması ile demineralize kollajen ağın nemli tutulmasının önemi anlaşılacak şekilde belirgin olarak düşük bağlanma değerleri elde edilmiştir (Latta ve Barkmeier, 1998).

PENTA içeren adezivlere benzer şekilde, Prime & Bond ve Prime & Bond 2.1 kullanımı da, optimum mine bağlanması elde edilmesi amacı ile asitle pürüzlendirme işlemini gerektirmektedir. Fakat asitle pürüzlendirilmemiş kuru dentine ve asitle pürüzlendirilmiş nemli dentine eşit şekilde bağlanmakta olduğu da bulunmuştur (Latta ve Barkmeier, 1997). PENTA molekülünün dentini kısmen demineralize ettiği ve

rezinin dentine penetrasyonunu desteklediği bulgularına dayanılarak multifonksiyonel bir molekül olduğu görüşü ortaya atılmıştır (Latta ve Barkmeier, 1998).

Yakın zamanda geliştirilen iki sistem aslında piyasada bulunan çok bileşenli sistemlerin tek şişe içerisinde birleştirilmiş basitleştirilmiş halidir. Kerr, OptiBOND'un tek bileşenli versiyonu olan OptiBOND Solo'yu piyasaya sunmuştur. OptiBOND'a benzer şekilde etanol/su içerisinde HEMA, GPDM ve BIS-GMA içermektedir, ayrıca çok bileşenli sistemde bulunan silika ve baryum doldurucuların da ancak yarısı kadarını içermektedir. Single Bond (3M Dental Products), Scotchbond Multi Purpose'm tek bileşenli versiyonu olarak piyasaya sürülmüştür. Bu malzemede HEMA, BIS-GMA ve dimetakrilat ve farklı olarak da su ve etanol çözücü içerisinde poliakrilik asitin metakrilat fonksiyonel kopolimerini içermektedir.

Dentin ve mine bağlanması açısından bu malzemelerin laboratuvar bulguları en az dördüncü kuşak sistemler kadar iyidir; 20 MPa'ı aşan sonuçlar elde edilmiştir ama her ürünün kullanma talimatı titizlikle yerine getirilmelidir. Bu sistemlerin geliştirilmesinin bileşenlerinin sayısını azalttığı doğrudur ama işlemlerin basitleşmiş ya da hızlanmış olduğu düşüncesi yanlıştır. Bu sistemlerin hiç birisi tam anlamıyla tek bileşenli değildir çünkü hepsi de mine ve bazen de dentin için asitle pürüzlendirme aşaması gerektirmektedir. Buna ek olarak bu malzemeler, dentinin nem içeriğine karşı oldukça hassastır ve rezinin dentine optimum penetrasyonunu sağlamak amacı ile birkaç kez üstüste uygulanmayı gerektirmektedir (Latta ve Barkmeier, 1998).

Prime & Bond ve One Step malzemeleri için üç yıllık kontrollü çalışmalardan klinik bilgiler elde edilebilirken (Jedynakiewicz ve ark., 1997), yeni kuşak dentin bonding sistemler hakkında elde edilebilecek klinik bilgi oldukça kısıtlıdır.

Yakın zamanda Prime & Bond NT adlı ürün piyasaya sunulmuştur. Ürünün özelliği, toplam rezin konsantrasyonunun arttırılmış olması, dentine infiltrasyonu kolaylaştırmak amacı ile mobil rezin molekülü olan D-rezinin, crosslinking molekülü olan T-rezinin ve nanopartiküllerin eklenmiş olmasıdır.

2.2 KOMPOZİT REZİNLER

Diş rengi restoratif malzemelerden biri olan kompozit rezinler, zarar görmüş ya da çürük sebebi ile kaybedilmiş diş yapısını hem estetik hem de fonksiyonel olarak yeniden oluşturmak veya kalan diş yapısını fiziksel olarak kuvvetlendirmek amacı ile

Dr. Ray Bowen tarafından 1962 yılında diş hekimliği dünyasına tanıtılmasından beri kullanılmaktadır.

Günümüzde yaygın olarak kullanılan kompozit rezinler, organik matriks, inorganik faz ve ara fazdan oluşmaktadır (Söderholm, 1999). Organik matriks BIS-GMA ve UDMA gibi oligomerlerden oluşur.

İnorganik faz ise kompozit rezinin fiziksel özelliklerini belirleyen çeşitli şekil ve boyuttaki kuartz, cam partikülleri, lityum alüminyum silikat, baryum alüminyum silikat, stronsiyum, kolloidal silika gibi partiküllerdir. Organik matriks ve inorganik doldurucular arasındaki bağlantıyı ise ara faz sağlar. Bu faz, inorganik fazda bulunan partiküllerin yüzeyi silan bağlama ajanları ile kaplanarak organik matriksin ve inorganik fazın rezin fiziksel özelliklerini de geliştirecek şekilde birleşmesini sağlar.

Kompozit rezinlerin klinik başarısı ve dayanıklılığı, fiziksel ve mekanik özelliklerini de etkileyecek şekilde çeşitli faktörlere bağlıdır:

1. Polimerizasyon Derecesi: Yetersiz polimerizasyon kompozitin sudaki çözünürlüğünü artırır. Klinikte ise restorasyonların renk değişmesine yol açar ve aşınmaya direnç de düşer.

2. İnorganik Faz Kompozisyonları ve Boyutları: Doldurucu partikül varlığı polimerizasyon bütülmesini azaltır, ısıl genleşme katsayısını düşürür ve sertliği de artırır. Doldurucu miktarı azaldıkça parlatılabilirlik özelliği artar. Doldurucular küçüldükçe ise aşınmaya direnç ve elastik modül artar (Albers, 1985; Braem ve ark., 1989; Bowen ve Majenhoff, 1992; Suzuki ve ark., 1995).

İnorganik partiküllerden olan baryum ve stronsiyum gibi ağır metaller de kompozit rezine radyoopakite sağlamaktadır.

Kompozit rezinlerin sınıflandırılmasında birçok kriter göz önüne alınmıştır:

1. Araştırmacılar, kompozit rezinleri ilk önce inorganik partikül büyüklüklerine göre sınıflandırmışlardır (Lutz ve Philips, 1983).

Kompozitler içerisine dahil edilen doldurucu partiküller, üretim tekniği, kimyasal kompozisyonu ve ortalama boyutları göz önünde bulundurularak 3 kategoride incelenebilir:

- Geleneksel makro doldurucular: Tamamen inorganik olup kuartz, cam, borosilikat veya seramik partikülleridir. Partikül boyutu 0.1- 100 µm dir.

- Mikro Doldurucular: Ortalama boyutu 0.004 μm boyutundadırlar ve pirojenik silikadan oluşmaktadırlar. Radyolüsent cam küreciklerinin hidrolizi sonucu elde edilir.
- Mikro Doldurucu Bazlı Kompozitler: Bu gruptaki kompozitler maksimum inorganik doldurucu elde etmek amacı ile geliştirilmiştir.

Yukarıda sayılan üç değişik tip partikülün çeşitli şekillerde kullanımı kompozit resinin temel olarak sınıflandırılmasında rol oynar:

- Geleneksel kompozit rezinler: Kompozitte kullanılan iki pat arasındaki sertlik ve vizkozite farkından dolayı restorasyonun bitirilme işlemi oldukça zor olur. Tablo 2.1’de bazı geleneksel kompozit rezinler ve partikül büyüklükleri sunulmuştur.

Tablo 2.1. Geleneksel kompozit rezinler ve ortalama partikül boyutları

Kompozit Rezinler ve Firmaları:	Ortalama Partikül Büyüklüğü (μm)
Adaptic (Kerr Co.)	>10
Clearfil (Kuraray Co.)	
Concise (3M)	
Command (Kulzer)	<10
Estilux Posterior (Kuraray Co.)	
Nuva-Fil (Espe GmbH)	
Profile (S. S. White)	
Simulate (Kulzer)	
Smile (Kerr Co.)	
Prisma-Fil (Espe GmbH)	<5

- Hibrit kompozit rezinler: İnorganik makrodoldurucular ve partikül içermeyen organik matriks arasında bulunan farkları azaltmak amacıyla mikrodoldurucular organik matrikse eklenmektedir. Mikrodoldurucular aşınmaya direnç sağlamaktadır. Tablo 2.2’de bazı hibrit kompozit rezinler ve ortalama partikül boyutları sunulmuştur.

Tablo 2.2. Hibrit kompozit rezinler ve ortalama partikül boyutları

Kompozit Rezinler ve Firmaları:	Ortalama Partikül Büyüklüğü (μm)
Adaptic (Kerr Co.)	>10
Concise (3M)	
Aurafil (Kerr Co.)	<10
Estilux Posterior (Kuraray Co.)	
Ful-Fil (L. D. Chaulk Co.)	
Miradapt (J & J Co.)	>3
P-10 (Phasealloy Inc.)	
P-30 (Phasealloy Inc.)	
Vytol (Espe GmbH)	
Command Ultrafine (Kulzer)	
	<3

Günümüz mikrodolduruculu kompozit rezinlerden Prodigy (Kerr Co.) hacimsel olarak %59, ağırlıkça da %79 inorganik doldurucu içeren ışıkla sertleşen hibrit bir kompozit rezindir. Partikül büyüklüğü de ortalama olarak $0.5 \mu\text{m}$ dir.

- Homojen mikrodolduruculu kompozit rezinler: Doldurucu partiküller sadece silanize edilerek organik matrikse katılmışlardır (Dayangaç, 2000).
- Heterojen mikrodolduruculu kompozit rezinler: Organik matriks, mikrodoldurucular ve mikrofil temelli komplekslerden oluşmaktadır. Tablo 2.3’de bazı heterojen mikrodolduruculu kompozit rezinler sunulmuştur.

Tablo 2.3. Heterojen mikrodolduruculu kompozitler

Estic Microfil (Kulzer)	Durafill (Kuraray)
Isopast (Vivadent)	Heliosit (Vivadent)
Phaseafill (Phasealloy)	Lite (S. S. White)
Silar (Phasealloy)	Silux (3M)
Superfil (L. D. Chaulk)	Superfil Light (L. D. Chaulk)

2. Polimerizasyon şekillerine göre sınıflandırma: Kimyasal olarak polimerize olan ve ışık ile polimerize olan olarak iki grupta incelenebilir. Polimerizasyon iki patın karıştırılmasıyla oda sıcaklığında oluyorsa kimyasal, tek pat görünür ışık altında polimerize ediliyorsa da ışık ile polimerize olan kompozit denmektedir (Dayangaç, 2000).

3. Vizkozitelerine göre sınıflandırma:

- Kondense edilebilen kompozitler de denen packable kompozitler, amalgama alternatif olarak piyasaya sunulmuştur. Hibrit kompozitlerle karşılaştırıldığında yüksek derecede partikül oranına ve dağılımına sahiptirler. Yerleştirme tekniği amalgama benzediği gibi kuvvet altındaki bölgelerde kullanılabilirler. Sınıf II kavitelere fizyolojik interproksimal kontaktların kolaylıkla oluşturulabilmesi, metal matris bandı ve tahta koni kullanılabilmesi, kütleli olarak polimerize edilebilmeleri avantajlarıdır. Yüksek partikül hacmine dayanarak, kullanım kolaylığı yanısıra yüksek fiziksel ve mekaniksel özelliklere sahip olduğu rahatlıkla söylenebilir (Kawaguchi ve ark., 1989; Peutzfeld ve ark., 1997). Prodigy Condensable (Kerr Co.), Solitaire, Alert, Bisfil II, Surefil ve Filtek P60 (3M) günümüzde kullanılan kondense edilebilen kompozitlerdendir.

- Akışkan Kompozitler: Düşük vizkoziteli, hibrit, doldurucu partikül miktarı az olan kompozitlerdir. Akıcı özelliği ile mikrokavitelerde ya da giriş yolunun oldukça zor olduğu kullanılabilir. Elastik modülleri düşüktür ve aşınmaya dirençleri azdır. Revolution (Kerr Co.), Tetric Flow, Flow-It, Florestore, Aeliteflo ve Filtek Flow (3M) günümüzde kullanılan akışkan kompozitlerdendir.

Son yıllarda kompozit rezinlerin kimyasal kompozisyonları değiştirilerek hem fiziksel özellikleri geliştirilmiş, kullanım kolaylığı edilmiş hem de iyon salabilen kompozitlerin piyasaya sürülmesiyle restorasyon çevresinde ikincil çürüklerin oluşması da engellenerek cam iyonomer malzemelerle birlikte koruyucu dişhekimliğine yardımcı olunmuştur. Ariston PHc günümüzde kullanılan bir üründür.

2.3 SPLİNT

Dawson splintlemeyi, stabilizasyon amacıyla iki veya daha fazla dişin birleştirilmesi olarak tanımlamıştır (Dawson, 1974). Mobil ve periodontal olarak hasar görmüş dişlerin stabilizasyonu Smukler ve Lemmer tarafından anlatılmıştır (Smukler

ve Lemmer, 1980). Splintlemenin, mobilitenin rahatsızlık meydana getirecek veya fonksiyonu önleyecek kadar olduğu durumlarda yapılması gerektiğini savunmuşlardır. Splintlemenin amacını da kuvvetlerin dağılımının düzenlenmesi, supererupsiyonun önlenmesi, yer değiştirmenin engellenmesi, eğilmiş-yatmış dişlerin stabilizasyonu ve destek dişlerin stabilizasyonu ve güçlendirilmesi olarak belirlemişlerdir (Smukler ve Lemmer, 1980).

Travmatik olarak yer değiştirmiş, transplante edilmiş, kökü kırılmış ve periodontal tedavi sonunda veya eksternal rezorbsiyon sonucu desteğini kaybetmiş dişleri stabilize etmek amacı ile de splintleme yapılabilir (Andreasen, 1981a).

Arkeolojik çalışmalarda eksik dişlerin tedavi edilmesi için yapılan girişimlerin yanı sıra zayıflamış dişlerin splint yapılarak stabilizasyonu ile de ilgili tarihi kanıtlar bulunmuştur. Eski Sidon (bugünkü Lübnan) yakınlarında bulunan ve MÖ 500 yıllarına ait olduğu ispatlanan alt çenede periodontal olarak zayıflamış dişlerin altın tel ile bağlandığı görülmüştür (Baker, 1970; Ring, 1985; Laney, 1997). Aynı bölgede MÖ 400 yılına ait dört doğal dişe altın tel ile eklenmiş fildişi bir protez bulunmuştur.

Mısırlılardan önce (MÖ 3000-2500) ligatür teli kullanıldığı gösterilmiştir ama dişler çeneden ayrı olarak bulunduğu için dişlerin periodontal durumu hakkında bilgi edinilememiştir. Bir kazıda altın ligatürle bağlanmış molar dişler bulunurken, diğer bir kazıda iki laterale altın tel ile bağlanmış santral kesici bulunmuştur (Ring, 1985). Fakat tarihçiler bu işlemlerin, birey hayattayken ya da öldükten sonra mı yapıldığını ispatlayamamışlardır.

10 ve 11. Yüzyıllarda yaşamış İspanyol fizikçisi Albucasis, mobil dişleri fikse etmek için altın, gümüş veya ipek ligatürler kullanmıştır (Oikarinen, 1990).

1723 yılında modern diş hekimliğinin kurucusu olarak kabul edilen Fauchard mobil dişleri bantlar yardımı ile tutturmuştur (Rosenberg, 1980).

1998 yılında endodonti, ortodonti, periodontoloji ve prostodonti uzmanları, ilerlemiş periodontal hastalığı olan bireylere, dentisyonlarını stabilize etme bilimsel temeline dayanan bir tedavi yaklaşımında bulunmuşlardır. Periodontal hastalığın histopatolojisi ile primer ve sekonder okluzal travma arasında ilişki olduğu kanıtlanmıştır. İlk olarak 1959 yılında Pensilvanya Üniversitesinde öğrencilere

periodontal hastalığa sahip hastaların dişlerin stabilizasyonu ve splintlenmesi prensipleri öğretilmeye başlanmıştır (Amsterdam, 1974).

Dişlerin splintlenmesinden elde edilen faydalar bilimsel çalışmalardan çok klinik gözlemlere dayanmaktadır (Kao, 1997). Kontrollü klinik çalışmalar yetersiz olsa bile klinisyenler hem sabit hem de hareketli splintleri okluzal stabilizasyonu korumak amacı ile kullanmışlardır.

Andreasen'e göre splintleme işlemi aşağıdaki gereklilikleri karşılayabilmelidir (Oikarinen, 1990):

- Laboratuvar aşamasına gerek kalmadan direkt olarak uygulanabilmeli
- Dişleri travmatize etmemeli
- İmmobilizasyon zamanı boyunca yeterli fiksasyon sağlamalı
- Gingival dokulara zarar vermemeli
- Çürük riskini arttırmamalı
- Temizlenmesi kolay olmalı
- Okluzyona müdahale etmemeli
- İmmobilizasyon periyodu boyunca endodontik tedavi ve pulpa testleri

uygulanabilmeli (Andreasen, 1981b).

- Replantasyon işlemi sonrasında kök yüzeyi ve alveoler kemik arasında minimal basınç olmalı
- Periodontal membran fibrillerinin yeniden düzenlenmesine izin verecek şekilde fizyolojik mobiliteye izin vermeli

2.3.1 SPLİNTLERİN SINIFLANDIRILMASI

I. KULLANIM SÜRESİNE GÖRE SINIFLANDIRMA (Heinz, 1996):

1. Daimi splint:

• Eksik dişlerin sabit protetik tedavisi veya periodontal olarak zayıflamış destek dişlerin mekanik stabilizasyonu splint olarak değerlendirilir.

• Daimi bir protetik tedavi yapılmadan önce dentisyonun bu tedaviye hazır olmadığı durumlarda dentisyon hazır olana kadar yapılabilecek provisional (ara dönem) splintler bu gruba girer (Erpenstein, 1994).

- Protetik tedavinin endike olmadığı periodontal olarak zayıflamış dentisyonun hastanın isteği ile psikolojik olarak rahatlatılması için kompozit rezinle splintlenmesi gibi sosyal endikasyonlar bu gruba girer.

2. Semipermanent (interim, yarıkalıcı) Splint:

- Cerrahi öncesinde progresif diş mobilitesi ve gelişmiş kemik rezorbsiyonu sebebi ile yapılan splintlerdir.

- Periodontal olarak zayıflamış dişlerin ortodontik tedavisinde retantif splintler yapılabilir (Herforth, 1986).

3. Geçici splint:

- Lüksasyon ya da sublüksasyon yaralanmalarının sonunda yapılan posttravmatik splintler

- Periodontal cerrahide flap'i tutmak için intraoperatif kompozit splintler yapılabilir.

II. DIŞTEKİ YERLEŞİM YERİNE GÖRE SINIFLANDIRMA:

Splintler, stabilizasyonu sağlamak amacı ile dişte kavite açılarak yapılıyorsa intrakoronal olarak isimlendirilirken kavite açılmadan malzeme dişin üzerine yerleştiriliyorsa ekstrakoronal olarak isimlendirilir (Rosenberg, 1980). Doğal diş yapısını koruyan ekstrakoronal splintin dezavantajı malzemenin kütleli olarak dişin üzerine konmasıyla estetik olarak istenmeyen görünüm olması, rezin veya kompozit malzemenin altından telin görünmesi ve bu malzemelerin renklenmesidir. Ayrıca kompozit rezin tek başına kullanıldığında interproksimal bölgeden kırılabilir. Intrakoronal splintlerin dezavantajı ise diş dokusunun kaybıyla gerçekleştirilmesinden dolayı (Baar ve ark., 1993) irreversible olması ve gelecekte daimi bir restorasyona ihtiyaç duyulmasıdır. Splint, uygulayan hekim tarafından düzenli aralıklarla muayene edilmelidir. Kullanılan malzemenin kırılması ya da kenar sızıntısı sonucu çürük oluşabilir. Intrakoronal estetik splintlerin birçok avantajı bulunmaktadır (Baar ve ark., 1993):

- İnterdental bölgede minimal restorasyon
- Okluzyon engellenmez
- Estetik yönden iyi
- Hastaya zorluğu yoktur

- Çıkarılması çok kolaydır
- Pahalı bir tedavi değildir

İntrakoronal splintlemenin bir miktar sağlam diş dokusu kaldırılması gerektirdiği mutlaka göz önüne alınmalı ve çürüksüz dişlerde splintleme endikasyonunun konulmasında dikkatli olunmalıdır (Ebeleseder ve ark., 1995).

III. ELASTİKİYETLERİNE GÖRE SINIFLANDIRMA:

Anterior dişlerin splintlenmesinde kullanılan sabit sistemler rijit ve semirijit (esnek) sistemler olarak sınıflandırılabilir. Rijit splintler dişlerin immobilizasyonlarında kullanılır. Esnek splintler ise dişleri yerlerinde tutarken bir miktar da hareket edebilmelerine izin verir. Dişlerin fizyolojik olarak da hareket edebilmesi sebebiyle fizyolojik splint de denmektedir (Williamson, 1995). Rijit splint sistemlerini savunan klinisyenler, esnek splint sistemlerde dişlerin sağlıklı fizyolojik hareketine izin verecek elastikiyetin kullanılan malzemede yorulmaya bağlı başarısızlığa sebep olduğunu ve bunun da splintin kırılması ile sonuçlandığını söylemektedir (Beckett ve ark., 1992).

1970 li yılların başında incelenen splintlenmiş dişlerde immobilizasyon süresine bağlı olarak ankilozun daha sık olduğu gözlenmiştir (Andreasen, 1970). Bu gözlem, lükse dişlerin rijit splintler ile çok uzun bir süre boyunca splintlenmemesi gerektiği şüphesini uyandırmıştır. Daha sonra hayvan (Cornelius ve ark., 1987) ve insan (Andreasen, 1975a) çalışmalarında, kısa süreli yapılan splintleme ile dişlerin, birkaç hafta boyunca splintlenmiş dişlerden daha iyi iyileşme gösterdiği izlenmiş ve lükse dişlerin uzun süreli rijit immobilizasyonunun eksternal kök rezorpsiyonu oluşma riskini artırdığı bulunmuştur (Andreasen, 1970).

Hayvan çalışmalarında, normal çiğneme stimülasyonunun kök yüzeyinde oluşabilecek küçük eksternal rezorpsiyon sahalarını engelleyebileceği bulunmuştur (Andersson ve ark, 1985) ama uzun süre ağız ortamı dışında kalmış dişlerin replantasyonunda çiğneme stimülasyonunun dentoalveoler ankilozu engelleyemeyeceği de eklenmiştir (Andreasen, 1981b).

Berude ve arkadaşları (Berude ve ark., 1990) fizyolojik veya rijit olarak splintlenmiş dişleri olan rhesus maymunlarında periodontal iyileşme açısından bir fark bulamamışlardır. Replante edilmiş bir diş splintlerken klinisyenin esnek yada rijit splinti seçebileceği savunulmuştur fakat Andreasen Vermet maymunlarında yapılan

rijit splintleme işleminin periodontal iyileşmeyi desteklemediği hatta rezorbsiyona yol açtığını savunmuştur (Andreasen , 1975b).

Kron (Lindhe ve Nyman, 1977), pinli restorasyonlar (Shooshan, 1960) ve pinle stabilize edilmiş rezin bağlı splintler gibi rijit splint sistemler, azalmış periodontal desteği olan dişler için endikeyken pulpası geniş, kısa kronlu genç dişler için kontrendikedir. İnsizal kenar splinti (Cooley ve ark., 1989) temel olarak periodontal harabiyete uğramış dişlerde kullanılabilir. Adeziv rezin splintler (Fusayama, 1989) düşük maliyetlidir, kolaylıkla yerleştirilebilir, ama fiziksel özellikleri bakımından yetersiz olabilir.

Extrakoronal sipiral tel rezin bağlı splintler gibi, esnek splintler (Zachrisson, 1977; Zachrisson, 1983; Artun, 1984) interim splintleme için mükemmel retansiyon sağlar. Ama tel yorulmasından dolayı bu esnek tel splintler uzun süreli kullanılamaz. İntrakoronal rezin bağlı spiral tel (Saravanmutta, 1990), nonparalel vertikal pin içeren monoflamanlı naylonlar (Vitsentzos, 1989) ve nonrijit bağlayıcılar (Clarke ve ark., 1989) geniş pulpa kanallı kısa klinik kronlu genç dişler için kontrendikedir. Rochette splintlenmesi (Rochette, 1973) geniş pulpa kanallı dişler için endikedir.

Literatürde splintlerin fiziksel özelliklerini karşılaştıran çok az çalışma vardır (Oikarinen, 1988). Oikarinen ve arkadaşları 1992 yılında bir çalışmada Fermit splint (ışıkla polimerize olan geçici inley olarak kullanılabilen kompozitten yapılmış olan splint tipi), esnek tel-kompozit rezin splint, Kevlar [Kevlar iplikçiklerinden yapılmaktadır (B-W Dental, Frederiksberg, DK)]splint, Fiber splint, Protemp (Protemp II, ESPE) Splint, rijit tel-kompozit splint ve Triad Jel (rezin olmadan asitle pürüzlendirilmiş labiyal yüzeylere akril yerleştirilmesiyle yapılan splint) splintlerin rijiditesini karşılaştırmıştır. Sonuç olarak en rijit olarak Triad Jel, Rijit tel-kompozit splint ve Protemp splintler bulunurken; orta derecede esnek olarak Fermit, esnek tel-kompozit splintler bulunmuş ve fiber splintin de en esnek splint tipi olduğu belirtilmiştir (Oikarinen ve ark., 1992). Splintin rijiditesi uygulanacak splint seçiminde önem taşımaktadır. Rijit tel-kompozit splintler kök kırıkları gibi rijit splintlerin gerekli olduğu durumlarda kullanılabilir (Andreasen, 1981b). Lükse dişilerin tedavisinde esnek tel-kompozit splint ve Protemp splint kullanılabilir. Esnek tel-kompozit splintler vertikal yönde daha esnektir. Aslında klinikte lükse bir dişin tedavisinde kök

yüzeyinde ankiloz oluşturmadığı gösterilmiştir. Dolayısıyla tüm lükse dişler vertikal olarak esnek olan splintlerle splintlenmelidir. Esnek tel-kompozit splintler, horizontal destek sağlamaktadır. Temizlenmesi kolaydır, gingivitise yada çürüğe neden olmaz ve okluzyona müdahale etmez (Oikarinen ve ark., 1992).

IV. KULLANIM ALANINA GÖRE SINIFLANDIRMA:

1. TRAVMAYA BAĞLI STABİLİZASYON:

Dişler ve onları çevreleyen dokular birçok değişik yolla travmaya uğrayabilir. Her ne şekilde olursa olsun travma sonrası dişler ve çevreleyen dokular mutlaka bir diş hekimi tarafından değerlendirilmelidir. Dental travma, vücut travması kadar hayati önemi olmasa bile, dişler harabiyet sonrası normal ve sağlıklı hallerine çok kolay dönemeyebilirler (Josell ve Abrams, 1982; Josell ve Abrams, 1991).

Orofasiyal bölgelerinin yaralanmalarının değerlendirilmesinde, diş hekimi, dişleri, destekleyen yapıları ve yüzü çevreleyen yumuşak dokuları incelemeli, tam bir medikal hikaye almalı, kazanın nasıl olduğunu iyice öğrenmelidir. Dental travmanın değerlendirilmesi işlemi, klinik bir muayene ve dişlerin radyografik değerlendirilmesini içermektedir (Mc Donald ve Strassler, 1999).

Travmanın hemen arkasından, pulpa vitalite testleri doğru cevap vermez. Tek bir diş veya birden fazla diş kırıldığında komşu dudak ve yanakta kırık diş segmenti olup olmadığına bakılmalıdır (Andreasen, 1981a; Josell ve Abrams, 1982; Andreasen, 1990; Josell, 1999). Dişlerin mobilitesine, dişler nazikçe horizontal ve vertikal olarak hareket ettirilerek bakılmalıdır. Mobilite, sürmekte olan daimi dişlerde ya da rezorbe olmakta olan süt dişlerinde normal sayılabilir. Birkaç diş birlikte hareket ediyorsa, alveoler proses kırığından şüphelenilebilir (Andreasen, 1981a; Andreasen, 1990). Lüksasyon yaralanmalarında, dentisyon, dişlerin anormal dizilmesi, dişlerin yer değiştirmesi, dişlerin kırılması, anormal okluzyon ve dişlerin avulsiyonu açısından değerlendirilmelidir.

Oral travmaya bağlı acil tedavi gerektiren durumlarda en kısa zamanda stabilize edici splint uygulanmalıdır. Bu müdahalenin amacı mobilitiyi aniden azaltmak, sekonder travmayı engellemek, destek dokuların iyileşmesine olanak tanımak ve hastada rahatsızlık ve ağrı hissini azaltmaktır (Posner, 1986).

Literatürde beş belirgin lüksasyon yaralanması saptanmıştır (Andreasen, 1994):

1. Sıkışma: En az önemli olan yaralanma biçimidir, birincil olarak diş destekleyen yapılar etkilenmektedir ve genellikle splintleme yapılmasına gerek duyulmaz. Hasta genellikle klinik muayene esnasında perküsyon ve palpasyona hassastır ve çiğneme sırasında hassasiyet şikayeti vardır.

2. Sublüksasyon: Dişleri destekleyen yapılarda, periodontal ligament ve dişte hasar vardır. Bu tip yaralanmaya sıklıkla kanama da eşlik eder. Eğer tek bir diş etkilenmişse splintlemeye gerek duyulmaz. Diş, çiğnemeye ve perküsyona hassastır. Birkaç diş etkilenmişse, iyileşme döneminde splintlemeye ihtiyaç duyulur (Dumsha, 1995). Splint 7 veya 10 gün içerisinde kaldırılabilir ve bu zaman da periodontal ligamentin iyileşmesi için yeterli olan süredir.

3. Ciddi Lüksasyon: Dişlerin uzun aksı boyunca alveoler soketten travmatik olarak hareket etmesidir. Lokal anestezi altında klinisyen diş soketin içine yeniden yerleştirir (Dumsha, 1995). Literatürde araştırmacılar 2 veya 3 hafta splintleme önermektedir (Andreasen ve Andreasen, 1994). Periodontal splintlerin aksine lüksasyon işleminde yapılan splintler esnek olmalıdır.

4. Lateral Lüksasyon: Anatomik şekil, boyut ve kemik kalınlığı açısından, maksiller anterior bölge lateral lüksasyona en açık olan kısımdır. Diş ya da dişler, travma sonrası lateral olarak hareket ederse, bunları çevreleyen alveol de kırılır. Travmaya uğramış diş alveol içine yerleştirmek zordur çünkü aynı zamanda alveolus da yeniden yerine yerleştirilmelidir. Bu işlemler lokal enestezi altında yapılmalıdır. Tedavisinde, splintleme gereklidir ama süresinin 10 gün ile 98 gün arasında olabileceğini gösteren çalışmalar vardır (Oikarinen, 1990; Crona-Larsson ve ark., 1991).

5. İntrüzyon (Gömülme): En şiddetli lüksasyon şeklidir ve tedavisi de oldukça komplikedir. Periodontal ligament zedelenmiştir ve dişte eksternal rezorbsiyon gözlenebilir, cerrahi olarak yeniden pozisyona getirilebilir ve splintlenebilir. Fakat cerrahi olarak yeniden şekillendirildiğinde eksternal rezorbsiyon olabilir.

6. Avulsiyon: Diş sokete yeniden yerleştirildikten sonra, dişe ve komşu dişe semi rijit bir splint uygulanır, böylece dişin hareket etmesine izin vererek ankiloz riski azaltılır (Andreasen, 1975b; Andersson, 1983; Kehoe, 1986). Splint 7-10 gün sonra çıkartılır. Splint, asitle pürüzlendirilerek yapılan kompozit rezinlerle uygulanır. Çoğunlukla maksiller anterior dişler etkilendiğinden, splint fasyal yüzeye yerleştirilmelidir. Avulsiyonla beraber alveoler kırık da varsa, splint 4-8 hafta ağızda tutulmalıdır.

2. PERİODONTAL STABİLİZASYON:

Hastanın istekleri, yetenekleri ve sağlık durumuna uygun olacak biçimde sağlıklı, fonksiyonel ve stabil bir dentisyon elde etmek için, bir çok kez, tedavi; periodontal ve restoratif tedavinin değişik düzeylerde koordinasyonlarını gerektirir. Dişlerin mobilitesini azaltmak için de bu tip bir kooperasyon gerekmektedir. Diş hekimleri birbirleriyle ilişkili bazı etkenlerle karşılaşmaktadır (Pollack, 1999):

1. Hastanın periodontal durumu, dişleri destekleyen yumuşak doku ve kemiklerin durumu
2. Kalan dişlerin yapısal bütünlüğü, restorasyonların olup olmaması
3. Mobilite

Klinik olarak stabilizasyon endikasyonu konulduktan sonra hasta üzerinde bu 3 faktör incelenerek stabilizasyon tekniği seçimi yapılır.

Şiddetli derecede mobil ve periodontal harabiyet içeren dişlerin stabilize edilmesi için en basit yol arkın devamlılığını sağlamaktır. Eğer kısmi veya tüm arkta iyi prognoza sahip olmayan dişler varsa anterior bölgede ekstrakoronal kompozit rezin, posterior bölgede ise kompozitlerle birlikte intrakoronal tel veya pin kullanılabilir. Eğer kök rezeksiyonu veya endodontik tedavi yapılmadıysa sınıf II veya sınıf III derecesinde furka problemi olan dişlerin retansiyonu sağlanamayabilir (Pollack, 1997). Uygun bir stabilizasyon ve periodontal tedavi ile yaklaşık %50-70 kemik harabiyeti olan dişler ağızda tutulabilir. Eğer mandibuler anterior segmentten bir diş ağızda tutulamayacak durumdaysa kök kısmı rezeke edilebilir ve doğal diş kronu pontik şeklinde yandaki komşu dişlere kompozit rezinle bağlanabilir.

Hastanın periodontal durumu diagnostik açıdan dört kategoride incelenebilir:

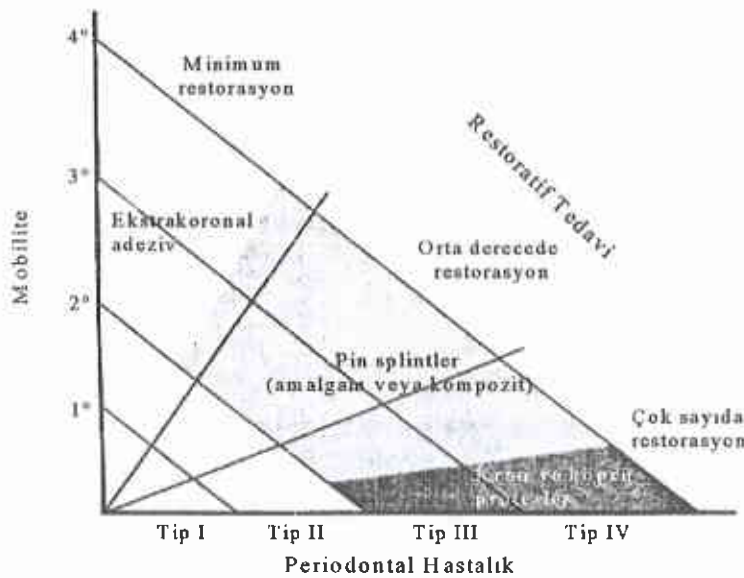
Tip I: gingivitis: enflamasyon ve gingival cep formasyonu izlenirken hiçbir kemik kaybı görülmemektedir

Tip II: erken periodontitis: gingival enflamasyonun alveol kemiğine yansmasıyla birlikte erken kemik kaybıyla sonuçlanan orta düzeyde cep formasyonu görülmektedir.

Tip III: orta dereceli periodontitis: derin cep oluşumuyla birlikte periodontal yapılarda ileri derecede yıkım ve dişlerde mobilite görülmektedir.

Tip IV: ilerlemiş periodontitis: periodontal yapıların çok daha ileri boyutta yıkımı ve mobilitenin de artmış olması görülmektedir.

Dişlerdeki mobilite Miller'in (Miller, 1950) kriterlerine göre 0 ile 4 arasında incelenebilir. 0'da dişte hiçbir mobilite ve yer değiştirme gözlenmez. 1 çok hafif bir mobiliteyi gösterirken 2, diş kronunun herhangi bir yönde 1 mm hareket edebilmesini gösterir. 3, herhangi bir yönde 1 mm'den daha fazla hareketi gösterirken 4 , aşırı derecede mobil dişleri belirtmektedir. Şekil 2.1 'de hastada görülen mobilite ve periodontal duruma göre yapılabilecek splint tedavileri görülmektedir.



Şekil 2.1 Hastada görülen mobilite-periodontal duruma göre yapılabilecek splint tedavisi (Pollack ve Ponte, 1981)

Dişin çevresinde tüm enflamasyon elimine edilmeden daimi splint tedavisi düşünülmemelidir. Enflamasyon elimine edildiğinde, mobilite azalabilir ve splintlemeye gerek kalmayabilir (Carranza ve Newman, 1996).

3.ORTODONTİK STABİLİZASYON

Ortodontik tedavi sonrası ideal estetik ve fonksiyonel pozisyona getirilmiş dişlerin aynı pozisyonlarda kalmaları için yapılan işleme retansiyon denmektedir. Relaps ise elde edilmiş olan okluzal stabilizasyonun kaybı ve dişlerin elde edilen doğru fonksiyonlarını yapamamalarıdır (Josell, 1999).

Ortodontik tedavinin temelleri 2000 yıl öncesine kadar dayanmakla birlikte ortodontik diş hareketlerine bağlı tedavi sonrası stabilizasyon ondokuzuncu yüzyıldan daha önce olmamıştır. Angell, ilk bilinen ortodontik tedaviden 19 yüzyıl sonra 1860'lı yıllarda tedaviden sonra elde edilen durumun korunmasının gerekliliğini savunmuştur (Kaplan, 1988). Angell'ın retansiyon önerisinden 150 yıl sonra tedavi sonrasında arka stabil olmayan durum fark edilmiş, retansiyon apareyleri ve stabilizasyonun kompleks işlemleri geliştirilmeye başlanmıştır (Kaplan, 1988; Kahl-Nieke, 1996).

2.3.2 SPLİNT UYGULANMASININ ORAL MİKROFLORAYA ETKİSİ:

Oral kaviteye splint yerleştirilmesi, retansiyon bölgesi oluşturması sebebi ile plak birikimini ve periodontal yıkımı hızlandırır (Mikx ve ark., 1984). Mikx ve arkadaşlarının köpekler üzerinde yaptıkları çalışmalarında, Obwegeser'e göre yapılan tel splinti ve Markx'a göre yapılan arch bar splintin siyah renkli *Bacteroides* ve spiroketlerin üzerine etkisini araştırmışlar ve splint uygulanmasının ağız mikroflorasını değiştirdiğini bulmuşlardır (Mikx ve ark., 1984). Spiroketlerde ve siyah pigmentli *B. Intermedius* da dahil olmak üzere *Bakteriodes*lerde artış olduğunu göstermişlerdir. Splintleme sonrası patolojik mikroorganizmaların artma eğiliminin gözlenmesi, splint tedavisi sonrasında periodontal yıkımı engellemek için antimikrobiyal tedavinin gerekli olduğu görüşünü ortaya koymuştur.

2.3.3 SPLİNT UYGULANMIŞ BİREYLERDE ORAL BAKIM:

Efektif kişisel plak kontrolü, çürük riski değerlendirmesi ve periodontal sağlığın korunması, splintin devamlılığının sağlanması ve splintlenmiş dişlerin sağlığının korunması açısından gereklidir. Diğer preventif işlemlerin yanı sıra efektif

bir plak kontrolü, periodontal hastalığın ve destek dişlerin çevresinde çürük oluşma riskinin azaltmasına neden olur (Syme ve Fried, 1999).

Dental splintin uzun süreli başarılı kullanımı ve dişleri çevreleyen sert ve yumuşak dokuların sağlıklı olarak kalabilmeleri için hem diş hekimi hem de hastanın kooperasyonu gereklidir. Splintin hazırlanması işleminden başlayarak diş hekimi hastaya etkili oral hijyen işlemlerini anlatmalı ve uygulamasına yardımcı olmalıdır.

Hastanın oral bakım işlemlerini etkin olarak yapabilmesi için splintin gingival konturları mutlaka açık olmalı, marjinlere doğru aşırı konturlu olmamalıdır. Tüm yüzeyler plak retansiyonunu minimuma indirecek şekilde düz olmalıdır. Bu kriterlere uygun splint efektif oral hijyen pratiğini engellemez (Oikarinen, 1990).

Adeziv sistemler ve kompozit rezinlerle yapılan splintler geniş bir kullanım alanı ve başarı elde etmişler (Oikarinen, 1990; Strassler ve ark., 1995a; Williamson, 1995; Miller, 1995; Heinz, 1996) ve kabul edilebilir estetik sonuçlar göstermişlerdir. Fakat kompozit rezin malzemelerin yüzeylerindeki pürüzlülüğünden dolayı plak birikimi olabilir (Serio ve ark., 1988). Yerleştirme tekniğine dayanılarak kompozit rezin restorasyonların marjinal adaptasyonunun daha iyi olduğu söylenebilir (vanDijken ve Sjostrom, 1991).

Splintin tipi, şekli ve çevresinde bulunan yapılar arasındaki ilişki ve hastanın tercihleri mekanik plak kontrolü aletlerinin seçilmesi ve önerilmesinde etkili rol oynar. Gingival ataçman, papil, kemik ve dişlerin kaybı da dahil olmak üzere anatomik değişikliklerin olduğu splintlerin çevrelediği alanlarda bakteriyel plak retansiyonunda artış gözlenir. Splintlenmiş yapıları çevreleyen dokuların sağlığını korumak amacıyla geleneksel plak kontrol yöntemleri modifiye edilebilir. Diş fırçaları, fasyal, lingual ve okluzal diş yüzeylerinden bakteriyel plağı kolayca temizleyebilirken splintlenmiş interproksimal alanlara girişi ve temizlemeyi kolaylaştırmak amacı ile özel tasarlanmış aletlere gerek duyulmaktadır. Diş ipi ve özel olarak şekillendirilmiş diş fırçası uçları bu amaçla kullanılabilir.

Periodontal ataçman kaybı ile beraber proksimal aralanma görülen dişlerin temizlenmesinde lifli tip diş ipi önerilebilir böylelikle konkav ve düzensiz yüzeyler rahatça temizlenmiş olabilir. Küçük, konik veya uca doğru incelen flamanlı fırça uçları, interproksimal adaptasyon yapılabilmesi için açılanmış plastik çubuklara yerleştirilir ve

sıklıkla splintlenmiş dişlerin temizlenmesinde kullanılır. Bu interdental fırçaların şekli ve de büyüklüğü de embraşurun büyüklüğüne göre seçilmelidir. Geleneksel diş fırçalarının yanı sıra sonik ve ultrasonik fırçalar da kullanılabilir.

Sadece fırçalama ve interproksimal temizleme ile gingivitisi kontrol edemeyen hastalara oral çalkalama solusyonları da önerilebilir. Oral çalkalama sadece yardımcı bir tedavi olup hiçbir zaman fırçalama ve interproksimal plak temizlemesi yerine geçemez.

Periodontal sağlığın korunması amacı ile hastanın kendi kendine yaptığı bakım haricinde diş hekiminin subgingival ve supramarjinal diş taşı temizliği yapması gerekebilir (Schoen ve Dean, 1996). Uygun olmayan aletlerin kullanımı ile splint malzemesinin devamlılığı bozulabilir. Ultrasonik ve sonik aletlerin restoratif splintleme malzemelerinin yakınında ve üzerinde kullanımı kontrendikedir. Air polishing cihazı ve yüksek derece abraziv içeren aletler splint malzemelerinin devamlılığını bozar (Serio ve ark., 1988).

Uzun süreli splint tedavisi görecekt ağızlarda çürük riski değerlendirmesi yapılmalıdır. Splintin kırılması, marjinal sızıntı ve yetersiz plak kontrolü gibi risk faktörleri içerir. Kırılmış splintlerde recurrent çürük oluşabilir ve splintlenmiş dişlerde yetersiz plak kontrolü dekalsifikasyonlara yol açabilir (Heinz, 1996). Riskli bulunan splintlenmiş dişlerde nötral sodyum florür preparatları yardımcı preventif tedavi olarak kullanılabilir.

2.3.4 GÖREVİNİ TAMAMLAYAN SPLİNTLERİN DİŞLERDEN UZAKLAŞTIRILMASI:

Kompozit rezinle yapılan splintlerin uzaklaştırılması sırasında çok dikkatli davranılmalıdır. Minede, asitle pürüzlendirilmiş yüzeylerde rezin kalabilir. Eğer malzemenin uzaklaştırma ve polisaj işlemi dikkatli yapılırsa klinik olarak problem olmayabilir. Aksi halde renklenme gibi problemlerle karşılaşılabilir.

Kompozit rezin de uzaklaştırılırken splinti çevreleyen mineye zarar verilmemeli, aşındırma yoluyla dişten uzaklaştırılmalıdır (Oikarinen ve Nieminen, 1994).

Splintlerin çıkartılmasından sonra asitle pürüzlendirilmiş bölgelere florür tedavisi uygulanabilir (Andersson ve ark., 1983).

2.3.5 KOMPOZİT REZİNLERİN SPLİNT MALZEMELERİ OLARAK KULLANIMI:

Son yirmi yıl boyunca adeziv kompozit rezinlerin piyasaya sürülmesi ile restoratif dişhekimliğinin diş stabilizasyonuna yaklaşımı da değişmeye başlamıştır. Adeziv kompozit rezinler, tek bir dişin restorasyonunda oldukça başarılı sonuçlar gösterebilirken, birkaç dişin bir araya getirilmesinde çok başarılı sonuçlar elde edilememiştir. Klinisyen ve araştırmacılar kompozit rezin içerisine yerleştirilmiş kuvvetlendirici malzemelerin kompozitin fiziksel özelliklerini geliştirdiğini ve daha uzun süre dayanabilen stabilizasyon sağladığını bulmuşlardır. Laboratuvar verileri, paslanmaz çelik tellerin kompozit rezin içerisine gömüldüğünde daha iyi fleksural dayanıklılık kazandıklarını göstermiştir (Clinical Research Associates, 1997). Ama metal-rezin arasında birleşim yerinde oldukça dayanıksızdır ve kırılmaya meyillilerdir. Kompozit rezin içerisine eklenebilen diğer malzemeler tel, naylon ağ, örgü şeklinde polietilen şerit, ağ şeklinde ya da düz cam fiberler ve Kelvar (du Pont) olabilir (Kabhari, 1991).

Fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinlerin başarısızlıkları sıklıkla rezin ve dişler arasında olduğu için, splint, her zaman diş arkının çekmeye maruz kalan (tensile) bölgesinde olmalıdır. Mandibuler anterior dişler söz konusu olduğunda ise tensile bölge lingualdir. Maksiller kesiciler söz konusu olduğunda ise tensile bölge labialdir.

Değişik derecelerde mobiliteye sahip dişlerin rijit malzemeler ile splintlenmesinin imkansızlığı adeziv sabit parsiyel protez tekniklerinden elde edilen deneyimlerle kanıtlanmıştır (Andreasen, 1994). Düşük inorganik doldurucu içeriği olan kompozitler seçilmelidir. Bu kompozitler restorasyonlarda kullanılan yüksek dolduruculu kompozitlere oranla mobilitayı daha iyi tolere edebilir. Yüksek dolduruculu kompozit rezinlerin kullanımı splintin kolaylıkla kırılmasına yol açabilir.

Kompozit rezinler, diş rengi estetik restoratif malzemelerdir. Malzeme polimerize edilmeden önce tüm interdental aralıklar fazlalıklar yönünden değerlendirilmelidir. Kompozit rezinlerin plak birikimine yol açtığı unutulmamalı, hasta oral hijyen bakımına daha çok dikkat etmelidir.

Tüm kompozit rezin restorasyonlar tamir edilebilir. Fakat uzun bir süre ağız ortamına açık olan bölgelerde bir kompozit rezinin tamire ihtiyacı varsa, eski ve yeni

yapılacak olan kompozitlerin arasında oluşacak kimyasal bağlanma oldukça zayıf olacaktır. Dolayısıyla yeni pürüzlendirilmiş bölgeye daha önce dolgu yapılmamış mine de dahil edilmeli ya da tüm splint yenilenmelidir.

Preparasyon hastanın estetik beklentilerini karşılayabilmelidir, örneğin bukkal yüzeyler sadece zorunlu olduğunda preparasyona eklenmelidir. Preparasyonlar insizalde, lingualde, sirküler ve sirküler olarak okluzalde mine olukları açılarak yapılabilir. Mine oluşu üzerinde insizal-interproksimal mine bölgeleri genellikle her tip splintte preparasyona dahil edilir. Bu bölgeler, alev uçlu elmas bitirme frezi ile şekillendirilir ve oluklar küçük bir rond frezle açılır.

2.4 SPLİNTLEME İŞLEMİNDE FİBER DEMETLERİ İLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİTLERİN KULLANILMASI

Splintleme üzerine geliştirilmiş yeni bir yaklaşım da kontrollü fabrika üretimi ile yada hasta başında kuvvetlendirici fiber demetlerinin kompozit rezin ile birleştirilerek kullanılmasıdır (Goldberg ve Burnstone, 1992).

Günümüz restoratif diş hekimliğinde mevcut bulunan teknoloji ve malzemeler bir çok kompleks probleme çözüm getirebilir ama bu malzemeler diş hekimleri arasında ne kadar popüler ve başarılı olsalar da sıklıkla bazı klinik yetersizliklerle sonuçlanabilecek problemleri bulunmaktadır (Freilich, 1999):

1. Kron ve sabit protezleri destekleyen metal alaşımlar dayanıklı ve rijit olmalarına rağmen estetik değillerdir. Ayrıca klinikte kullanılan metal alaşımlar korozyona uğrayabilir ve bazı hastalar da bu metallere karşı alerjik reaksiyon gösterebilir (Council on Dental Materials, Instruments and Equipment, 1985).
2. Porselen gibi seramik malzemeler iyi optik özelliklere sahip oldukları halde kırılma ve serttirler, yapısal bütünlükleri zamanla bozulabilir ve karşı dişi aşındırabilirler.
3. Metal alt yapıyı maskelemek amacı ile kullanılan opak porselenlerin kendisi de estetik değildir ve kabul edilebilir bir sonuç elde edilebilmesi için minimum bir kalınlıkta olması gerekir.
4. Hareketli protez yapımında kullanılan metilmetakrilat gibi akrilik polimerlerin kullanımı oldukça kolay olmasına rağmen kırılmaya meyillidirler.

Mevcut malzeme ve tekniklerle aşağıdaki klinik durumlar tatmin edici bir şekilde çözülememiştir:

1. Üzerinde restorasyon olmayan yada minimum restorasyon içeren mobil dişlerin amalgam veya kompozitle stabilizasyonu yetersizdir. Böyle dişlerin metal destekli protezlerle stabilize edilmesi pahalıdır, teknik duyarlıdır ve estetik değildir. Metal-seramik fulkronların splint olarak kullanımı ancak sağlıklı diş dokusunun kaldırılmasıyla yapılabilir ve prognozu belli olmayan dişlerin tedavisi için ekonomik olarak geleceği şüpheli bir yatırımdır.

2. Hasta başında o seansda eksik dişleri yeniden oluşturmak için araştırmalar devam etmektedir. Geçmişte çekilmiş dişlerden yapılan pontikler (Antonson, 1980), akrilik dişler (Simonsen, 1980) ve kompozit rezinler (Simonsen, 1980) konservatif teknikle kullanılmaktaydı. Tel kullanılarak ya da kullanılmadan, asitle pürüzlendirme, adeziv sistemler ve kompozitle komşu dayanak dişe bağlanan bu pontiklerin kullanım süresi oldukça kısadır.

Fiberle güçlendirilmiş kompozitler yukarıda sayılan birçok yapısal ve estetik probleme çözümler getirebilir. Bu malzemelerin diş hekimliğinde kullanılması yenidir ama mevcut özellikleri ile diş hekimliği dışında birçok endüstride de kullanım alanı bulmuşlardır.

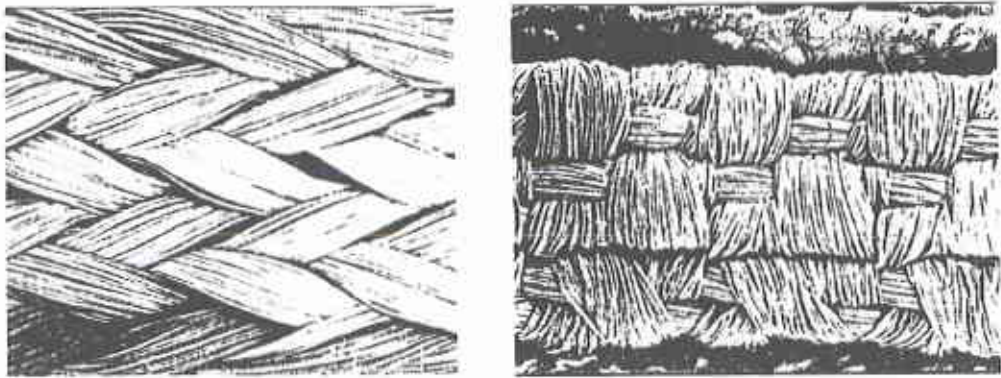
Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin mekanik özellikleri oldukça iyidir ve kuvvet/ağırlık oranları birçok alaşımdan daha üstündür, nonkoroziv özellikleri, translusensileri ve radyolusensileri, iyi bağlanabilme özellikleri ve tamir edilebilme kolaylıkları da bu malzemelerin metallerle karşılaştırıldığında avantajlı özellikleridir. Hem hasta başında yapılabilmeleri hem de fabrikasyon olarak üretilebilmeleri sebebi ile diş hekimliğinde birçok kullanım alanı bulmuşlardır.

Bazı fiberle güçlendirilmiş kompozit altyapı malzemeleri, yapışkan ve oksijenle inhibe edilmiş yüzey tabakalarından dolayı veneer kompozitle direkt olarak bağlanabilir ve böylelikle metal bir alt yapı desteğine gerek duyulmadan kullanılabilir. Fiberle güçlendirilmiş kompozitler kronlarda, anterior ve posterior köprülerde, hasta başında geçici kron köprü yapımında ve periodontal splint gibi aparey yapımlarında kullanılabilir.

Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin en az iki belirgin bileşeni vardır. Güçlendirici bileşen kuvvet ve dayanıklılığı sağlarken bunu çevreleyen matriks de güçlendirici yapıyı destekler ve çalışma kolaylığı sağlar. Bileşenlerin biri metal, seramik yada polimer olabilir. Dişhekimliğinde ise bu bileşen polimerik veya rezinmatriksin içerisinde cam, polietilen yada karbon fibrillerdir. Fibriller değişik konfigürasyonlarda ayarlanabilir:

- Tek yönlü fibriller, uzun, devamlılık gösteren ve birbirlerine paralel seyreden fibrillerdir.
- Dokuma ya da örgü olabilir. Bu tarzda dokusu bulunan güçlendiriciler Şekil 2.2'de sunulmuştur.

Bu fibriller tipik olarak 7 – 10 µm çapındadır ve protez ya da aparey boyunu takip edecek kadar uzun olabilir. Fiberle güçlendirilmiş kompoziti oluşturmak için kullanılacak fibril tipi kompozitin ne amaçla kullanılacağına bağlıdır. Değişik tiplerdeki cam fibriller daha çok fabrikasyon ürünlerde kullanılırken, polietilen gibi polimerik güçlendiriciler de hasta başında yapılan dental işlemlerde kullanılmaktadır. Postlar ise karbon veya cam fibrillerden yapılmıştır.



Şekil 2.2. Dokuma ve örgü tarzında olan güçlendiriciler

Dişhekimliğinde klinikte fiberle güçlendirme girişimleri ilk olarak 35 yıl önce başlamıştır. 1960 ve 70'li yıllarda araştırmacılar standart polimetil metakrilat protez kaide maddelerini cam (Smith, 1962) ve karbon fibrillerle (Schreiber, 1974; Manley ve ark., 1979) güçlendirmek için çalışmışlardır. 1980'lerde de implant üzeri protezlerde kullanılmak üzere güçlendirilmiş iskelet (Ruyter ve ark., 1986; Bjork ve ark., 1986;

Ekstrand ve ark., 1987), sabit prostodontik restorasyonlar (Ladizeski ve Chow, 1992), ortodontik tutucular (Mullarky, 1985) ve splint (Levenson, 1986) yapımı için de benzer girişimlerde bulunulmuştur. Bu teknik ve malzemeler, geliştirilmiş mekanik özellikler göstermiş olsa bile klinikteki kullanım zorluğundan dolayı yaygınlaşmamıştır. Serbest fibrillerin yerleştirilmesi oldukça zordur ve kontamine olmamaları için de büyük emek ve dikkat gerektirmektedir. Mekanik özellikleri de iyi olsa bile beklenenden oldukça düşük bulunmuştur. Bunun için de iki açıklama getirilmiştir. Birincisi dental rezinlerin içerisine yerleştirilebilen gerçek fibril hacimsel olarak sadece %15'tir (endüstriyel ürünler ise hacimsel olarak %50-70 içerebilmektedir). İkincisi de fibril demetlerinin rezin tarafından tam olarak ıslatılamaması ve fibrillerle rezin arasında boşlukların oluşması sebebiyle bu güçlendirmenin teoride olduğu kadar kuvvetli olması beklenememektedir. Eğer bu ıslatma başarılıysa test işlemi sırasında başarısızlık fiber-matrix arasından çok matriksin kendi bünyesinde olmaktadır.

1980'li yılların sonunda araştırmacılar fibril demetlerinin rezinin içine tam olarak yerleştirilmesinin önemini anlamışlar ve bunun dişhekimliğinde kullanılabilmesi için çalışmalar yapmışlardır. Bundan sonra iki yaklaşım ortaya çıkmıştır. Birincisi diş hekimi veya laboratuvar teknisyeni manuel olarak fibril demetlerinin üzerine düşük vizkoziteli rezini uygulamaktadır. Bu işlem rezinin fibril demetlerini tamamen ıslatmasına yardımcı olurken, uygulanan işlem zor olabilmektedir. Fakat aynı zamanda hem rezin hem de fibril demetlerinin seçimine olanak tanır. Buna alternatif olan yaklaşım da kontrollü bir üretimden sonra fabrikasyon olarak elde edilen önceden doyurulmuş (pre-impregnated) fiber kompozitlerdir (Goldberg ve Burnstone, 1992).

Fiberle güçlendirilmiş kompozitler geniş bir şekilde klinikte kullanım olanaklarına sahiptir ama klinisyen bu malzemelerin temel yapısını ve değişik tiplerini öğrenmelidir. Her tip fiberle güçlendirilmiş kompozitin avantajlarını ve dezavantajlarının bilinmesi klinisyene her klinik durum için en uygun fiberle güçlendirilmiş kompozit seçimine olanak tanır.

Geleneksel dental materyallerle karşılaştırıldığında fiber kompozitlerin mekanik özellikleri karmaşıktır. Dental alaşımlar homojen ve izotropikken yani özellikleri test edildiği yöne bağımsız kalmazken fiber kompozitler heterojen ve anizotropiktir.

Mekanik özellikleri içerdikleri fiberin oriyantasyonuna göre test edildikleri yöne dayanmaktadır. Fibrillerin birbirine paralel ve tek yönde seyrettiği tekyönlü fiber kompozitlerde bu özellikler fibrillere paralel yönde test edilindiğinde en yüksekken bu fibrillere dik olan yönde de en azdır. Sonuç olarak fibriller de restorasyonun ya da apareyin kuvvet gelen yönüne paralel olarak yerleştirilmelidir.

Dayanak dişler ve tek kron gibi daha kompleks kuvvetlere maruz kalan bölgeler çok yönlü fibril tasarımı gerektirir. Değişik fibril oriyantasyonları iki mekanizmadan biriyle elde edilebilir:

1. Tek yönde fibrillerin birçok yönde yerleştirilmesi
2. Dokuma ya da örgü şeklinde fibrillerin kullanılması

Prostodontik uygulamalarda fiberle güçlendirilmiş kompozitin en önemli iki mekanik özelliği dayanım ve sertliktir. Sertlik veya rijiditeyi elastik modül belirlemektedir.

Fibrillerin özellikleri matriksten çok daha iyi olduğu için tek yönlü fiber kompozitin rijiditesi ve dayanımı büyük oranda fibrillerin hacmine dayanmaktadır. Dolayısıyla post gibi tek yönde yüksek mekanik özellikler arandığı durumlarda geniş hacimli dayanıklı tek yönlü fiberler kullanılmalıdır. Estetiğin sorun olmadığı yerlerde karbon fibriller kullanılabilir. İyi mekanik özelliklerin yanı sıra translusensi de istenilen durumlarda cam fibriller daha uygundur.

Kuvvetin yönü fibrillerin yönüne paralel değilse tek yönlü kompozitlerin mekanik özellikleri düşer ve kuvvet karşılama daha çok matriks rezine düşer.

Fiberle güçlendirilmiş kompozitler splint olarak kullanılmaktadır (Strassler ve ark., 1995b; Freilich ve ark., 1997c ve Strassler ve ark., 1999a). Örgü ya da dokuma tarzda olan yapılar kullanılırken Ribbond (Ribbond), Splint-It (Jeneric/Pentron) ve Connect (Kerr) gibi örgü polietilen fibril ürünler düşük elastik modülleri nedeniyle tercih edilirler.

Connect fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinle indirekt ve direkt olarak prostodontik kron ve geçici köprüler yapılabilirken, periodontal olarak indirekt yolla lingual splintler ve direkt olarak da periodontal splintler yapılabilir.

Mobil dişlerin splintlenmesi, eksik dişlerin o seansda hasta başında yeniden oluşturulması ve endodontik postların yapılması gibi klinik uygulamalarda fiberle

güçlendirilmiş kompozitler, dayanıklılıkları, estetik özellikleri, kullanım kolaylıkları ve diş yapısına direkt olarak bağlanabilme özellikleriyle kullanılırlar.

Mobil dişlerin stabilizasyonu intrakoronel yada ekstrakoronel olarak yapılabilir. Intrakoronel teknik, fiberle güçlendirilmiş kompoziti içine alabilecek şekilde dişte horizontal bir kanal açılmasını içerir (Strassler 1995c; Strassler ve Serio,1997). Bu kanalın boyutları genellikle 2 –3 mm eninde ve 1 – 2 mm derinliğindedir. Kanal dişin orta ve insizal üçlününün birleşim yerindedir.

Sabit protez, splint, veya post gibi klinik uygulamalarda fiberle güçlendirilmiş kompozitler çoğunlukla eğilmeye maruz kalırlar. Buna paralel olarak laboratuvar çalışmalarında bu yönde test edilmektedirler. Buna rağmen bazı araştırmacılar klinik kullanımına yardımcı olmak için yorulma (Sorenson ve Enelmen, 1990) ve kırılma (Littman ve ark., 1980) testlerinin de yapılması gerekliliğini savunmuşlardır.

Dental laboratuvarında üretilen ya da hasta başında yapılan ürünlerin fleksural özellikleri, bu kategoride çok değişik tip ve oryantasyonda fibrillerin kullanılmasından dolayı farklılıklar göstermektedir. Düşük özelliklere sahip olan ürünler bile splint yerleştirilmesi gibi özelliği olan durumlarda adaptasyon kolaylığından dolayı avantajlı olabilir.

Fiber ile güçlendirilmiş kompozit malzeme formülasyonları zaman içerisinde geliştirilmiştir (Hadjinikolaou ve Goldberg, 1992; Patel ve ark., 1992; Jancar ve ark., 1993). Tek yönlü cam fiber ile güçlendirilmiş polikarbonat matriks laboratuvarında test edilmiş (Jancar ve ark., 1993; Goldberg ve ark., 1994) ve mekanik olarak oldukça dayanıklı bulunmuştur fakat opak görünüme sahip olmaları ve mine ya da diğer kompozit rezinlere bağlanmasının zayıf olması dezavantajı olarak belirlenmiştir.

Şu anda piyasada bulunan sistemler ışıkla polimerize olabilen BİS-GMA sistemleridir. Yüksek mekanik özellikleri vardır ve kompozitlerden daha rijittir (Freilich ve ark., 1997a; Freilich ve ark., 1997b; Goldberg ve ark. 1998). Bu yeni formülasyonlar opak değildir ve optik özellikleri de geliştirilmiştir.

Tablo 3. 2. OptiBond FL

Materyal	OptiBond FL
Tip	Smear tabakasını ortadan kaldıran cam esaslı flor salabilen bonding sistemi
Üretici Firma	Kerr Corporation, Orange, CA
Üretim No	907313
Bileşenleri	Asit: %37.5 fosforik asit Primer: Etil alkol Adeziv: %48 doldurucu partikül içeren rezin



Şekil 3. 2: Optibond FL

Tablo 3. 3. Connect

Materyal	Connect Güçlendirilmiş Şerit
Tip	Plazma ile muamele edilmiş polietilen fibril Şerit
Üretici Firma	Kerr Corporation, Orange, CA
Üretim No	+H290269552C
Bileşenleri	Kolor-Plus Untinted Rezin: Işıkla polimerize olan renksiz vizköz likit rezin Connect fibriler şeritin ıslatılmasında kullanılır



Şekil 3. 3. Connect

Tablo 3. 4. Prodigy

Materyal	Prodigy
Tip	Işıklı serleşen hibrit kompozit
Üretici Firma	Kerr Corporation, Orange, CA
Üretim No	808019
Bileşenleri	Ortalama 0.5 μ boyutunda hacimsel %59 ağırlık olarak da %79 oranında partikül içeren hibrit kompozit



Şekil 3. 4. Prodigy

Çalışma 3 aşamada gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın aşamaları ve ana hatları Tablo 3. 5'te sunulmuştur.

Tablo 3. 5. Çalışmanın aşamaları

AŞAMA	AÇIKLAMA
1	ISO standartlarına uygun olarak hazırlanmış (2 mm x 2mm x 25 mm) 10 adet örneğin üç nokta eğme testi ile değerlendirilmesi
2	Sağlıklı bir çene arkını taklit eden 40 adet koyun çenesinde uygulanmış splintlerin mekanik testlerinin yapılması
3	Santral kesicilerin periodontal olarak hasar görmüş dişleri taklit etmek amacıyla ayrılarak hazırlandığı 40 adet koyun çenesinin mekanik testlerinin yapılması

Çalışmanın ilk aşamasında 2mm x 2 mm x 25 mm boyutlarında ISO Standartlarına uygun çelik kalıp hazırlanmıştır. 10 adet örnek üretici firmanın direktiflerine göre önce 1 mm kalınlığında Prodigy kompozit sonra Connect güçlendirici şerit bu kompozitin üzerine konularak ve üzeri Prodigy kompozitle kapatılarak hazırlanmıştır. Yapılan işlemler Tablo 3. 6'da gösterilmektedir. Hazırlanan bir örnek ise Şekil 3. 5'te gösterilmiştir.

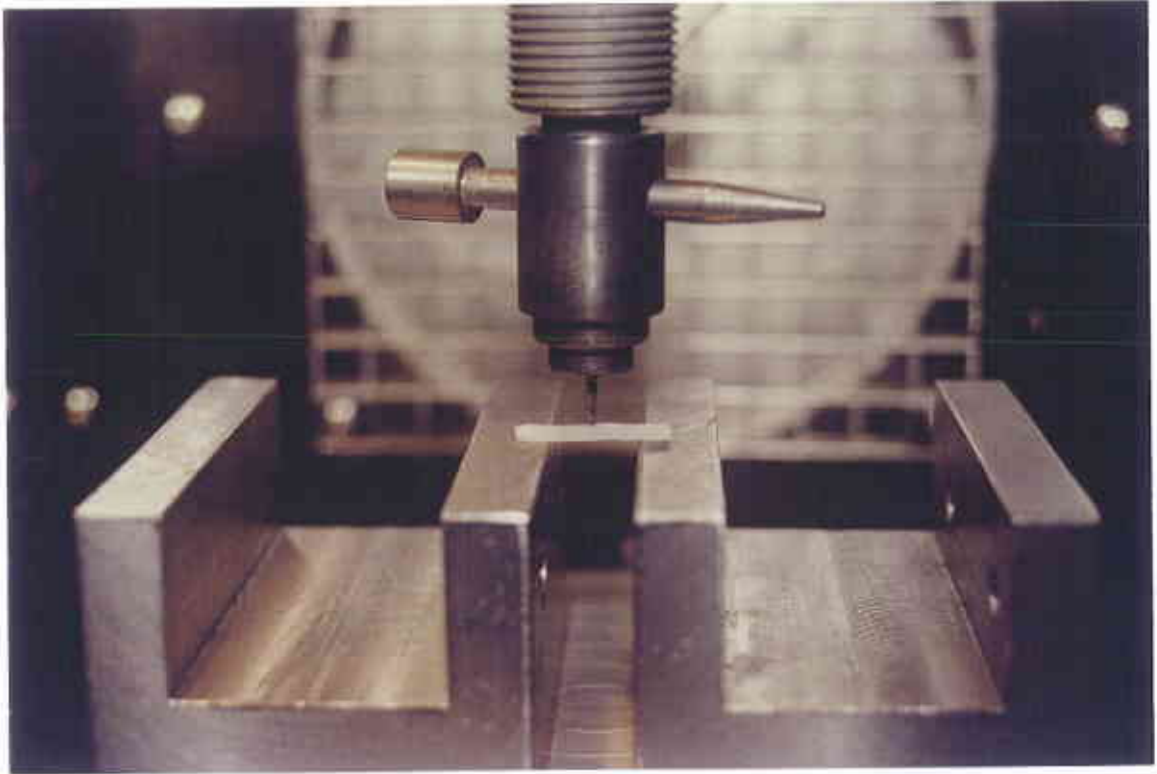


Şekil 3. 5: Çalışmanın ilk aşamasında kullanılmak üzere 3 nokta eğme testi için hazırlanan bir örnek ve test sonrası görünümü

Tablo 3. 6. 3 nokta eğme testi için örneklerin hazırlanması işlemi

İŞLEMLER	
Birinci tabaka kompozit yerleştirilmesi	1 mm kalınlığında Prodigy'nin tabana yerleştirilmesi
Connect güçlendirilmiş şeritin hazırlanması	25 mm boyutunda şeritin özel makas yardımı ile kesilerek hazırlanması
Connect güçlendirilmiş şeritin ıslatılması	Şeritin, Kolor-Plus untinted rezinle doyurularak hazırlanması
Connect güçlendirilmiş şeritin yerleştirilmesi	Hazırlanan şeritin özel presel yardımıyla taşınması ve kompozit içerisine yerleştirilmesi
Polimerizasyon	60 saniye süreyle ışıkla polimerize edilmesi
Şeritin üzerinin tekrar kompozitle kapatılması	1 mm kalınlığında Prodigy ile şeritin üzerinin kaplanması
Polimerizasyon	40 saniye süreyle polimerize edilerek örneğin hazırlanmasının bitirilmesi

Üç nokta eğme mekanik testi, örneklerin hazırlanmasından 24 saat sonra DAPMAT 3.21 V yazılımı ile donanmış PC'ye bağlanmış cihazla gerçekleştirilmiştir (Lloyd Ins. Ltd., LS500, MKS, UK). 2.5 kN luk yük hücresi 2 mm/dak. sabit hızda kullanılmıştır. Splintlerin kırıldığı andaki kuvvet-deformasyon eğrileri elde edilmiş ve bu eğrinin altında kalan alan da kırılma anına kadar splintin absorbe edebileceği enerji olarak hesaplanmıştır. 3 nokta eğme test düzeneği Şekil 3. 6'da gösterilmiştir.



Şekil 3. 6: 3 nokta eğme test düzeneği

Elde edilen verilerden splintlerin dayanıklılığı (toughness) ve elastik modül değerleri 3.1 ve 3.2 nolu formüller kullanılarak hesaplanmıştır.

$$\sigma_{max} = \frac{Pl^2}{2bh^2} \quad (3.1)$$

σ_{max} = maksimum gerilme
P= kuvvet
l = uzaklık
b= en
h= yükseklik

$$E = \frac{Pl^2}{48I\delta} \quad (3.2)$$

E= Elastik modül
P= kuvvet
l = uzaklık
I= atalet momenti = $\frac{1}{12}bh^3$
 δ = deformasyon

Çalışmanın ikinci ve üçüncü aşamasında (Bkz. Tablo 3.5) yerel bir mezbahadan elde edilen aynı yaşlarda 80 adet koyun kullanılmıştır. Koyunların alt çenesi rezeke edilmiş ve daha sonra da alt santral ve kesici dişleri çekilmiştir. Dişler üzerinde bulunan eklentiler temizlenmiş ve polisaj işlemi yapılmıştır. İki adet santral ve iki adet lateral kesiciden oluşan dört diş her örnekte aynı çene kurvatürünü elde etmek amacı ile daha önce polisiloksan ölçü maddesiyle (Coltene Speedex Putty, Coltene) elde edilen ölçü yardımıyla plastik kalıplara mine sement sınırlarına kadar metil metakrilat (Meliodent, Bayer Dental) içerisine gömülmüştür. Çalışmanın ikinci ve üçüncü aşamalarında kullanılmak üzere hazırlanmış bir örnek Şekil 3. 7'de gösterilmektedir. Örnekler, splint işlemi yapılincaya kadar distile suda bekletilmiştir. Koyunların kesilmesi ve splint uygulanması arasında en çok 1 hafta geçmiştir.



Şekil 3. 7. İkinci ve üçüncü aşamalarında kullanılmak üzere hazırlanmış bir örnek

80 koyun alt çene modeli önce 2 bölüme ayrılmıştır. Çalışmanın ikinci aşamasında 40 model her grupta 10 model olacak şekilde rastgele ayrılarak 4 gruba bölünmüştür. Gruplar ve splint uygulama yöntemleri Tablo 3. 7'de gösterilmiştir.

Tablo 3. 7. Çalışmanın İkinci Aşamasında Gruplar ve Splint Uygulama Yöntemleri

GRUPLAR	SPLİNT YERLEŞİMİ	ADEZİV	CONNECT	PRODIGY
1	Ekstrakoronal	Optibond FL	*	*
2	İntrakoronal	Optibond FL	*	*
3	Ekstrakoronal	SBMP	*	*
4	İntrakoronal	SBMP	*	*

SBMP= Scotchbond Multi Purpose

* Connect ve Prodigy çalışma boyunca her gruba uygulanmıştır.

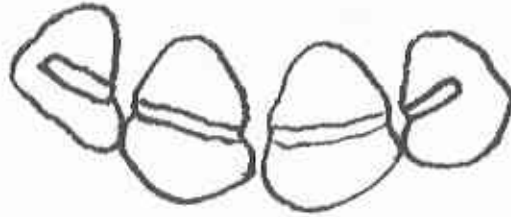
Splintlenecek dişlerin mezyodistal boyutu, gerekli olacak polietilen fibrilli şeritin boyutunu belirlemek amacı ile diş ipi yardımıyla ölçülmüştür. Genişliği 2 mm olan güçlendirilmiş polietilen fibriller şerit üretici firmanın önerdiği şekilde özel tasarlanmış makas yardımı ile kesilmiştir. Bonding işlemlerine kadar herhangi kontaminasyona engel olmak amacı ile güçlendirilmiş polietilen fibriller şerit kapalı bir ortamda saklanmıştır.

Grup 1: Optibond FL uygulamak için yüzey hazırlıkları yapılmıştır. Bu hazırlıklar Tablo 3. 8'de gösterilmiştir. Asitle pürüzlendirme, primer ve adeziv uygulandıktan sonra 1 mm kalınlığında ölçülerek Prodigy uygun bir el aleti yardımıyla dişe uygulanmış ama henüz ışıkla polimerize edilmemiştir. Connect güçlendirici şerit Kolor-Plus untinted rezinle ıslatılmış ve özel olarak tasarlanmış presel yardımıyla uygulanacak bölgeye taşınmıştır. Eldivenli parmakla hafifçe basınç uygulanarak şerit, kompozit içerisine adapte edilmiş ve her yüzden 60 saniye boyunca ışık uygulanarak (Hilux, Benlioğlu) polimerize edilmiştir. Hazırlanan yapının üzerine de ölçülerek son bir tabaka 1 mm Prodigy eklenmiş ve her diş 40 saniye süreyle polimerize edilmiştir.

Grup 3: 3 numaralı grupta ise Scotchbond Multi Purpose kullanımı için yüzey hazırlıkları yapılmış, asitle pürüzlendirme, primer ve adeziv uygulandıktan sonra Prodigy kompozit ve Connect fibriller şerit uygulanmıştır. Scotchbond Multi Purpose uygulaması için gerekli işlemler Tablo 3. 9'de gösterilmiştir.

Grup 2 ve 4: 2 ve 4 numaralı gruplarda tüm dişlerin lingual yüzeylerinde dişlerin insizal ve orta üçlüsünün birleşim yerine yakın olacak şekilde orta üçlüde 1

mm derinliğinde ve 2 mm genişliğinde 835/010-4 elmas frez ile (Diatech) hava/su spreyi altında yüksek devirli başlık kullanılarak oluk açılmıştır. Her on dişte bir yeni frez kullanılmıştır. Şekil 3. 8 ve 3. 9'da açılan oluğun modeli görülmektedir. Oluklar açıldıktan sonra 2. Grupta, 1. Grupda olduğu gibi Optibond FL kullanımı için yüzey hazırlıkları yapılmış ve splint uygulanmıştır. 4. Grupda da 3. Grupda olduğu gibi Scotchbond Multi Purpose kullanılarak splint uygulanmıştır. Hazırlanan bir splint örneği Şekil 3. 10'da gösterilmiştir.



Şekil 3. 8. Hazırlanan oluğun insizalden görünümü



Şekil 3. 9. Hazırlanan oluğun aproksimalden görünümü

Tablo 3. 8: Optibond FL uygulaması

İşlem	Malzeme	Süre
Asitle pürüzlendirme	%37.5 fosforik asit	15 saniye
Yıkama	Hava ve su spreyi	15 saniye
Primer uygulanması	Optibond FL Primer	30 saniye
Kurutma	Hava spreyi	
Adeziv uygulanması	Optibond FL Adeziv	
Polimerizasyon	Hilux Işık kaynağı	30 saniye

Tablo 3. 9. Scotchbond Multi Purpose Uygulanması

İşlem	Malzeme	Süre
Asitle Pürüzlendirme	%35 fosforik asit	15 saniye
Yıkama	Hava-su spreyi	
Kurutma	Pamuk pelet yardımı ile nemli kalacak şekilde	
Primer	Scotchbond Multi Purpose Primer	
Kurutma	Hava spreyi	5 saniye
Adeziv	Scotchbond Multi Purpose Adeziv	
Polimerizasyon	Hilux Işık Kaynağı	10 saniye



Şekil 3. 10: Çalışmanın ikinci aşamasında kullanılmak üzere hazırlanmış bir örnek

Splint uygulanmış koyun çene modelleri mekanik testler gerçekleştirilinceye kadar 24 saat distile suda bekletilmiştir. Kuvveti splint uygulanmış dişlerin uzun aksına 45° açı ile uygulamamızı sağlayacak özel bir çelik uç yaptırılmıştır. Yük uygulama modeli Şekil 3. 11 ve Şekil 3. 12'de gösterilmektedir.



Şekil 3. 11. Kuvvet uygulama modeli

Mekanik testler, 37°C'de deneyleri yapmak amacı ile kullanılan sıcaklık ünitesi ve DAPMAT 3.21 V yazılımı ile donanmış bilgisayara bağlanmış cihazla gerçekleştirildi (Lloyd Ins. Ltd., LS500, MKS, UK). 2.5 kN luk yük hücresi 2 mm/dak. sabit hızda kullanılmıştır. Splintlerin kırıldığı andaki kuvvet-deformasyon eğrileri elde edilmiş ve bu eğrinin altında kalan alan da kırılma anına kadar splintin absorbe edebileceği enerji olarak hesaplanmıştır.



Şekil 3. 12. Yük uygulama modeli

Malzemenin kuvvet altında davranışını gösteren kuvvet-deformasyon eğrisinden de sistemin elastik modülü 3.3 numaralı formüle göre hesaplanmıştır:

$$E = \frac{Pl}{4\pi r^2 \delta} \quad (3.3)$$

E = Splintin elastik modülü

l = Splintin koleden uzaklığı

P = Lineer deformasyon gösterilen bir andaki yük değeri

r = Dişlerin bir tanesinin kole seviyesinde yarı çapı

δ = Kuvvete karşılık gelen deformasyon

Her örneğin kırılma şekli gözlemlenmiş ve kaydedilmiştir. Kırılma şeklinin belirlenmesi için örnekler, lateral kesicilerde (dayanak dişlerde) kırık, diş-kompozit arasında adeziv kırık, fiberde deformasyon, fiber-kompozit arasında adeziv kırık, kompozit içerisinde koheziv kırık ve santral kesicilerde kırık varlığı açısından değerlendirilmiştir.

Çalışmanın üçüncü aşamasında periodontal olarak zarar görmüş çeneleri taklit etmek amacı ile santral kesiciler splintin uygulanmasından hemen sonra kole seviyelerinden kesilmiş ve akril destekten ayrılmıştır. Çalışmanın üçüncü aşaması için hazırlanmış bir örnek Şekil 3. 13'de gösterilmektedir. 40 koyun altçenesi rastgele her gruba 10 örnek olacak şekilde 4 gruba ayrılmış ve ikinci aşamada olduğu gibi aynı düzende splint gerçekleştirilmiştir. Gruplar Tablo 3. 10'da gösterilmektedir.



Şekil 3. 13. Çalışmanın üçüncü aşaması için hazırlanmış bir örnek

Tablo 3. 10. Çalışmanın üçüncü aşamasında gruplar ve splint uygulama yöntemleri

GRUPLAR	SPLİNT YERLEŞİMİ	ADEZİV	CONNECT	PRODIGY
5	Ekstrakoronal	Optibond FL	*	*
6	İntrakoronal	Optibond FL	*	*
7	Ekstrakoronal	SBMP	*	*
8	İntrakoronal	SBMP	*	*

SBMP= Scotchbond Multi Purpose

* Connect ve Prodigy çalışma boyunca her gruba uygulanmıştır

Mekanik deneyler çalışmanın ikinci aşamasında olduğu gibi gerçekleştirilmiş ve kırılma şekilleri gözlenerek kaydedilmiştir. İkinci aşamadan farklı olarak santral kesiciler kole seviyesinden çıkartılmış olduğu için splintten ayrılması açısından değerlendirilmiştir. Periodontal olarak zarar görmüş dişlere uygulanan splint sisteminin elastik modülü ise her örnek için 3.4. numaralı formüle göre hesaplanmıştır.

$$E = \frac{Pl}{2\pi r^2 \delta} \quad (3.4)$$

Çalışmanın ikinci ve üçüncü aşamalarında gruplar arasında, kırılma esnasında uygulanan yük, sistemin absorbe edebileceği maksimum enerji ve kırılma anına kadar gösterdiği deformasyon açısından istatistiksel olarak fark olup olmadığı Kruskal-Wallis testi ile belirlenmiştir. Gruplardaki istatistiksel fark ise Mann-Whitney U testi kullanılarak karşılaştırılmıştır. Kırılma şekillerinin istatistiksel olarak incelenmesinde ise Kolmogorov-Smirnov Z testi uygulanmıştır.

BULGULAR

Çalışmanın birinci aşamasında yapılan 3 nokta eğme testinden elde edilen ortalama kuvvet, kırılma anına kadar sistemin absorbe edebileceği enerji miktarı, deformasyon, elastik modül ve dayanıklılık (toughness) değerleri ve standart sapmaları Tablo 4. 1 de verilmiştir.

Tablo 4. 1: 3 Nokta Eğme Testinden Elde Edilen Sonuçlar

Ortalama Kırılma Kuvveti \pm Standart Sapma (N)	86.163 \pm 42.115
Kırılma Anına Kadar Absorbe Edilebilecek Enerji Miktarı \pm Standart Sapma (Nm)	221.536 \pm 45.595
Deformasyon (mm)	3.45975 \pm 0.40370
Elastik Modül (MPa)	319.8398 \pm 81.16326
Dayanıklılık (Toughness) (MPa)	133.0203 \pm 37.01279

Çalışmanın ikinci ve üçüncü aşamasında 8 gruptan elde edilen kuvvetlerin ortalaması, sistemin kırılma anına kadar absorbe edebileceği enerji, ve standart sapmaları Tablo 4. 2 de sunulmuştur. Tablo 4. 3'de ise çalışmanın ikinci ve üçüncü aşamasında 8 gruptan elde edilen sistemin kırılma anına kadar gösterdiği deformasyon, elastik modül değerleri ve standart sapmaları sunulmuştur. Şekil 4. 1'de kırılan bir örnek sunulmuştur. Şekil 4. 2'de çalışmanın her üç aşamasında bulunan kırılma kuvvetlerinin ortalama değerleri ve buna karşılık gelen standart sapmalar grafik şeklinde gösterilmiştir. Şekil 4. 3'de çalışmanın her üç aşamasında kırılma anına kadar absorbe edilebilecek enerji miktarlarının ortalaması ve karşılık gelen standart sapma değerleri grafik şeklinde gösterilmiştir. Şekil 4. 4' te çalışmanın her üç aşamasında sistemin kırılma anına kadar gösterdiği deformasyon ve buna karşılık gelen standart sapmalar grafik şeklinde gösterilmiştir. Şekil 4. 5'te çalışmanın son iki aşamasında hesaplanan elastik modüller grafik olarak gösterilmektedir.



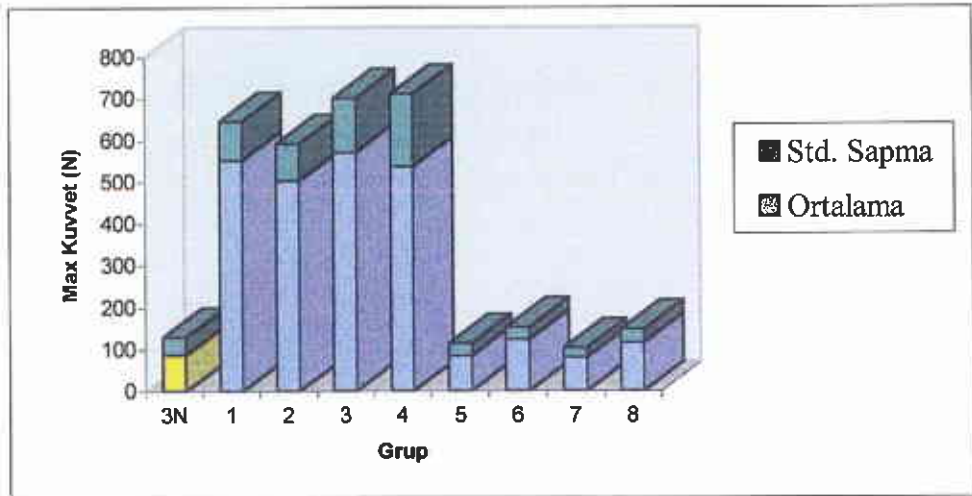
Şekil 4. 1. Çalışmanın birinci aşamasında kırılan bir örnek

Tablo 4. 2: Çalışmanın ikinci ve üçüncü aşamasından elde edilen kuvvetlerin ortalaması, sistemin kırılma anına kadar absorbe edilebileceği enerji ve standart sapmaları

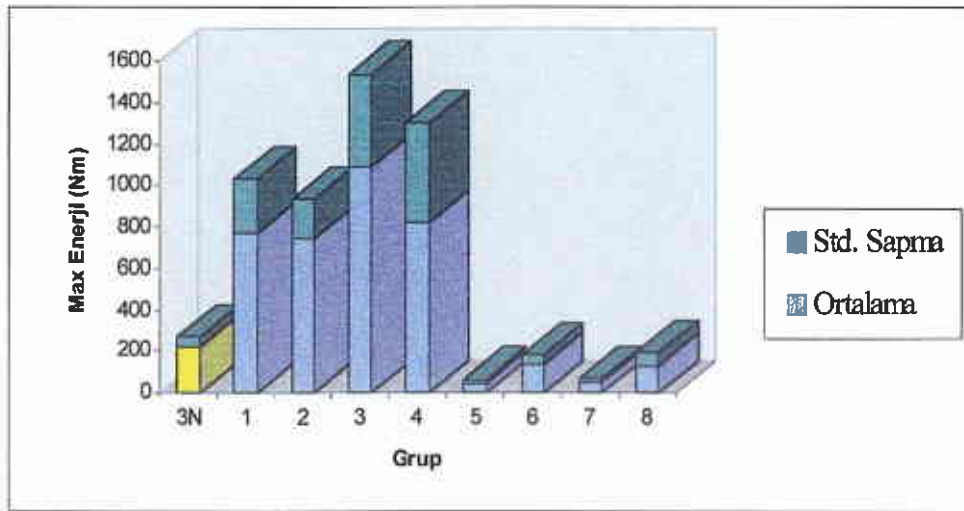
GRUP NO	ORTALAMA KUVVET (N)	ABSORBE EDİLEBİLECEK ENERJİ (Nm)
1	551.990 ± 92.920	770.636 ± 257.383
2	502.583 ± 89.542	743.11 ± 190.478
3	570.956 ± 130.274	1085.758 ± 453.045
4	537.054 ± 174.344	820.129 ± 479.620
5	83.375 ± 30.151	43.090 ± 19.461
6	122.110 ± 30.276	133.853 ± 51.066
7	79.742 ± 23.030	46.892 ± 17.500
8	114.730 ± 32.293	130.262 ± 58.850

Tablo 4. 3.: Çalışmanın ikinci ve üçüncü aşamasında 8 grupta elde edilen kırılma anına kadar görülen deformasyon, elastik modül değerleri ve standart sapmaları

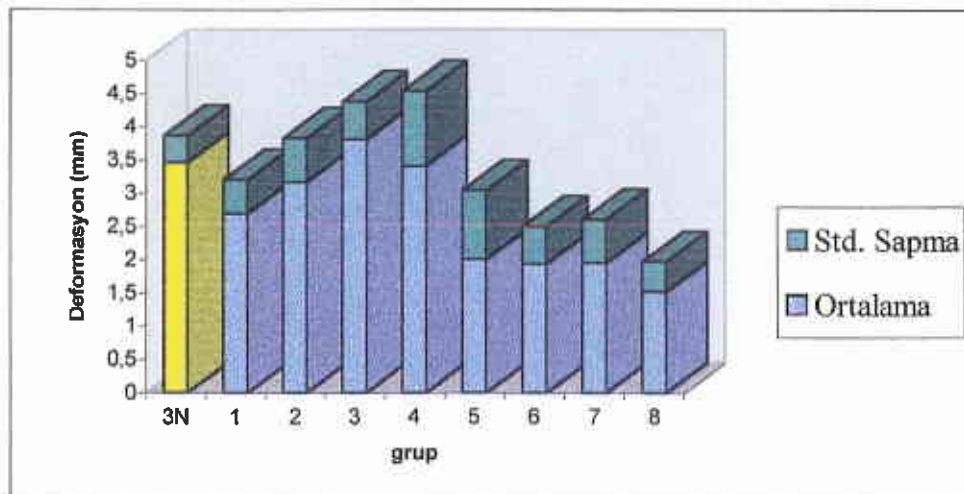
GRUP NO	DEFORMASYON (mm)	ELASTİK MODÜL (MPa)
1	2.68962 ± 0.51089	23.6934 ± 8.9623
2	3.16615 ± 0.66034	12.5753 ± 8.9623
3	3.80980 ± 0.57108	12.6543 ± 4.6399
4	3.40972 ± 1.12639	11.70062 ± 3.4280
5	1.99768 ± 1.03890	9.1290 ± 8.9659
6	1.93444 ± .56541	8.8792 ± 3.0529
7	1.95266 ± 0.65162	3.5353 ± 1.6935
8	1.51690 ± 0.45195	15.2116 ± 9.1936



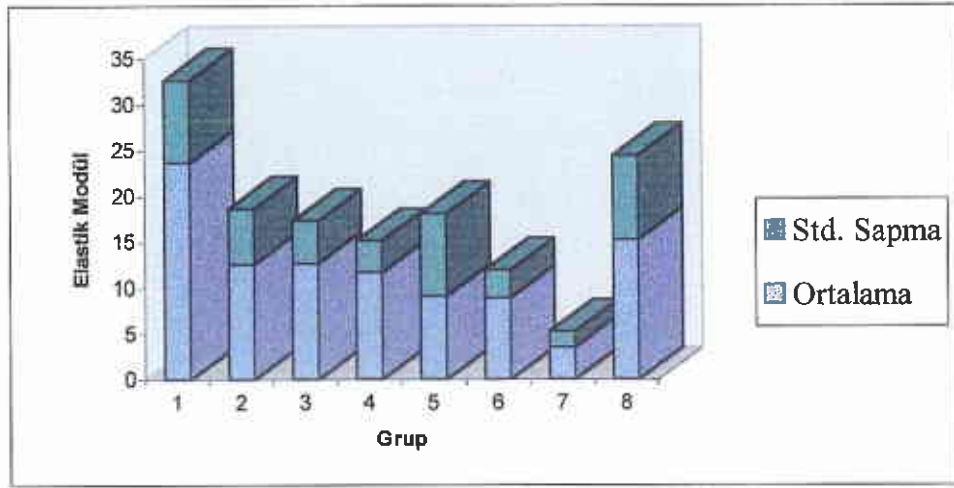
Şekil 4. 2. Çalışmanın her üç aşamasında bulunan ortalama kırılma kuvveti ve standart sapma değerlerinin grafik olarak gösterimi (3N: 3 nokta eğme testi)



Şekil 4.3: Çalışmanın her üç aşamasında bulunan sistemin kırılma anına kadar absorbe edebileceği enerji miktarları ortalamaları ve buna karşılık gelen standart sapmalar (3N: 3 nokta eğme testi)

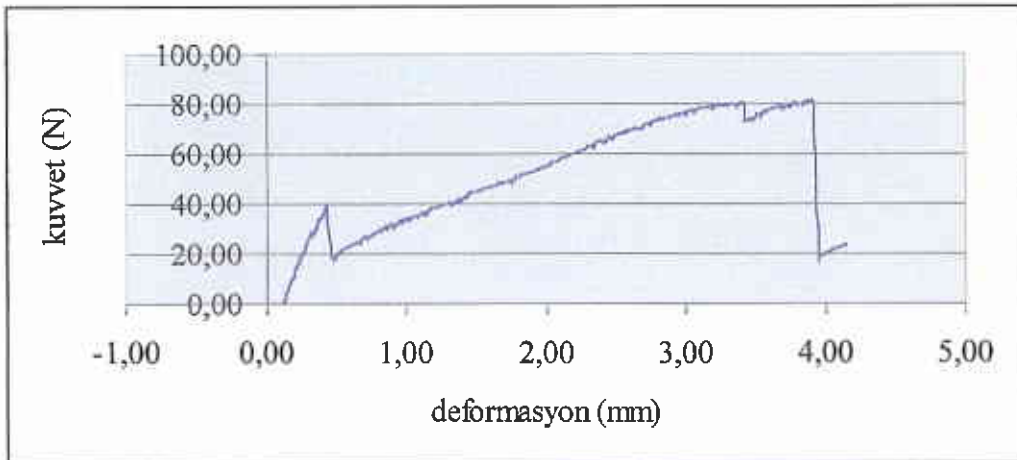


Şekil 4.4: Çalışmanın her üç aşamasında sistemin kırılma anına kadar gösterdiği deformasyon ve standart sapmaları (3N: 3 nokta eğme testi)



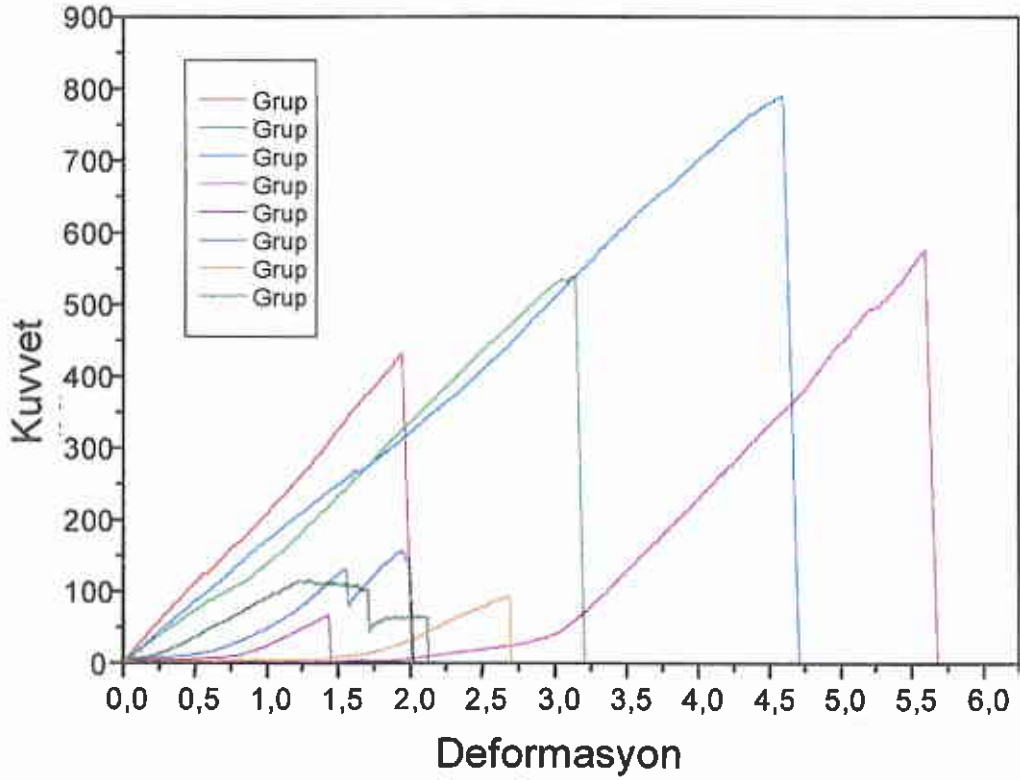
Şekil 4. 5: Çalışmanın ikinci ve üçüncü aşamalarında hesaplanan elastik modül değerleri ve standart sapmaları

Çalışmanın birinci aşamasında görülen karakteristik kuvvet-deformasyon grafiği Şekil 4. 6'de gösterilmiştir.



Şekil 4. 6: Çalışmanın birinci aşamasında görülen karakteristik kuvvet-deformasyon eğrisi

Çalışmanın ikinci ve üçüncü aşamalarında 8 grupta görülen karakteristik kuvvet-deformasyon eğrileri Şekil 4. 7'de gösterilmiştir.



Şekil 4. 7: Çalışmanın ikinci ve üçüncü aşamalarında 8 grupta görülen karakteristik kuvvet-deformasyon eğrileri

Kruskal – Wallis istatistiksel testi, gruplar arasında sistemin hem kırılma kuvveti hem de kırılma anına kadar absorbe edilebilecek enerji miktarı ve deformasyon açısından istatistiksel olarak farklı olup olmadığını değerlendirilmesi amacı ile kullanılmıştır. $p < 0.05$ bulunan değerler istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Kruskal – Wallis testi sonucu 8 grubun kendi arasında hem kırılma kuvveti hem de kırılma anına kadar absorbe edilebilecek enerji miktarı ve sistemin gösterdiği deformasyon açısından farklı olduğunu ortaya koymuştur. Her üç parametre için bulunan p değeri ise $p = 0.000$ ($p < .05$) dir.

Non-parametrik Wilcoxon – Mann – Whitney U testi ise grupların kendi aralarında istatistiksel olarak değerlendirilmesi amacı ile uygulanmıştır. $p < 0.05$ olarak bulunan p değerleri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Tablo 4. 4' de 8 grup arasında her üç parametre için bulunan p değerleri sunulmuştur.

Tablo 4. 4: 8 grup için Wilcoxon-Mann-Whitney U testi ile bulunan p değerleri (Tablonun birinci satırı absorbe edilebilecek maksimum enerji miktarı parametresi için bulunan p değerlerini gösterirken ikinci sıra, deformasyon; üçüncü sıra ise maksimum kuvvet parametreleri için bulunan p değerlerini sunmaktadır)

		II				III			
	Grup	1	2	3	4	5	6	7	8
II	1	-	0.674 0.141 0.345	0.141 0.005 0.834	0.728 0.247 0.298	0.001 0.141 0.001	0.001 0.012 0.001	0.001 0.059 0.001	0.001 0.003 0.001
	2	0.674 0.141 0.345	-	0.059 0.046 0.600	0.728 1.000 0.908	0.001 0.036 0.001	0.001 0.002 0.001	0.001 0.005 0.001	0.001 0.001 0.001
	3	0.141 0.005 0.834	0.059 0.046 0.600	-	0.165 0.132 0.487	0.001 0.003 0.001	0.001 0.001 0.001	0.001 0.001 0.001	0.001 0.001 0.001
	4	0.728 0.247 0.298	0.728 1.000 0.908	0.165 0.132 0.487	-	0.001 0.028 0.001	0.001 0.008 0.001	0.001 0.008 0.001	0.001 0.001 0.001
III	5	0.001 0.141 0.001	0.001 0.036 0.001	0.001 0.003 0.001	0.001 0.028 0.001	-	0.001 0.753 0.074	0.674 1.000 0.916	0.002 0.294 0.141
	6	0.001 0.012 0.001	0.001 0.002 0.001	0.001 0.001 0.001	0.001 0.008 0.001	0.001 0.753 0.074	-	0.001 0.916 0.009	0.834 0.172 0.674
	7	0.001 0.059 0.001	0.001 0.005 0.001	0.001 0.001 0.001	0.001 0.008 0.001	0.674 1.000 0.916	0.001 0.916 0.009	-	0.002 0.115 0.016
	8	0.001 0.003 0.001	0.001 0.001 0.001	0.001 0.001 0.001	0.001 0.001 0.001	0.002 0.294 0.141	0.834 0.172 0.674	0.002 0.115 0.016	-

A. Splint sisteminin kırıldığı ana kadar absorbe edebileceği enerji yönünden değerlendirilmesi için kullanılacak p değerleri Tablo 4. 4.'ün birinci sırasından okunmaktadır.

a. Çalışmanın ikinci ve üçüncü aşamalarına dahil olan 8 grup kendi aralarında *splint yapım yöntemi ve kullanılan adeziv sistemleri değerlendirildiğinde*

(1. Grup Ekstrakoronal + Optibond FL) ve (5. Grup Ekstrakoronal + Optibond FL) gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak belirgindir $p= 0.001$.

(2. Grup İntrakoronal + Optibond FL) ve (6. Grup İntrakoronal + Optibond FL) gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak belirgin bulunmuştur $p= 0.001$

(3. Grup Ekstrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) ve (7. Grup Ekstrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) grupları arasındaki fark belirgindir ve p değeri de $p= 0.001$ olarak bulunmuştur.

(4. Grup İntrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) ve (8. Grup İntrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) arasında bulunan fark da istatistiksel olarak belirgindir $P= 0.001$.

b. *Splint yapılma yöntemi değerlendirildiğinde;*

(1. Grup Ekstrakoronal + Optibond FL) ve (6. Grup İntrakoronal + Optibond FL) grupları arasında istatistiksel olarak belirgin fark bulunmuştur $p= 0.001$

(2. Grup İntrakoronal + Optibond FL) ve (5. Grup Ekstrakoronal + Optibond FL) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur $p= 0.001$.

(3. Grup Ekstrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) ve (8. Grup İntrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) gruplar arasındaki fark anlamlı bulunmuştur $p= 0.001$.

(4. Grup İntrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) ve (7. Grup Ekstrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) grupları arasındaki fark anlamlı bulunmuştur $p= 0.001$

(5. Grup Ekstrakoronal + Optibond FL) ve (6. Grup İntrakoronal + Optibond FL) arasında istatistiksel olarak anlamlı sonuç bulunmuştur $p= 0.001$

(7. Grup Ekstrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) ve (8. Grup İntrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) arasında anlamlı fark bulunmuştur $p= 0.002$.

c. *Splint yapımında kullanılan adeziv sistem değerlendirildiğinde;*

(1. Grup Ekstrakoronal + Optibond FL) ve (7. Grup Ekstrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) grupları arasında istatistiksel olarak belirgin fark bulunmuştur $p= 0.001$

(2. Grup İntrakoronal + Optibond FL) ve (8. Grup İntrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) grupları arasında anlamlı fark bulunmuştur $p= 0.001$

(3. Grup Ekstrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) ve (5. Grup Ekstrakoronal + Optibond FL) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur $p= 0.001$.

(4. Grup İntrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) ve (6. Grup İntrakoronal + Optibond) grupları arasında anlamlı bir fark bulunmuştur $p= 0.001$.

B. Sistemin kırıldığı ana kadar gösterdiği deformasyonun değerlendirilmesi için bulunan p değerleri Tablo 4. 4' ün ikinci sırasından okunmaktadır:

a. Çalışmanın ikinci ve üçüncü aşamalarına dahil olan gruplar arasında *splint yapım yöntemi ve kullanılan adeziv sistemler aynı olan gruplar* değerlendirildiğinde:

(2. Grup İntrakoronal + Optibond FL) ve (6. Grup İntrakoronal + Optibond FL) grupları arasındaki fark istatistiksel olarak belirgin bulunmuştur $p= 0.002$

(3. Grup Ekstrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) ve (7. Grup Ekstrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) grupları arasındaki fark belirgindir ve p değeri de $p= 0.001$ olarak bulunmuştur.

(4. Grup İntrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) ve (8. Grup İntrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) arasında bulunan fark da istatistiksel olarak belirgindir $p= 0.001$.

b. *Splint yapılma yöntemi değerlendirildiğinde;*

- (1. Grup Ekstrakoronal + Optibond FL) ve (6. Grup İntrakoronal + Optibond FL) grupları arasında istatistiksel olarak belirgin fark bulunmuştur $p= 0.012$.
- (2. Grup İntrakoronal + Optibond FL) ve (5. Grup Ekstrakoronal + Optibond FL) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur $p= 0.036$.
- (3. Grup Ekstrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) ve (8. Grup İntrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) gruplar arasındaki fark anlamlı bulunmuştur $p= 0.001$.
- (4. Grup İntrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) ve (7. Grup Ekstrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) grupları arasındaki fark anlamlı bulunmuştur $p= 0.008$.

c. *Splint yapımında kullanılan adeziv sistem değerlendirildiğinde;*

- (1. Grup Ekstrakoronal + Optibond FL) ve (3. Grup Ekstrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) grupları arasında fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur $p= 0.005$.
- (2. Grup İntrakoronal + Optibond FL) ve (8. Grup İntrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) grupları arasında anlamlı fark bulunmuştur $p= 0.001$.
- (3. Grup Ekstrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) ve (5. Grup Ekstrakoronal + Optibond FL) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur $p= 0.003$.
- (4. Grup İntrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) ve (6. Grup İntrakoronal + Optibond) grupları arasında anlamlı bir fark bulunmuştur $p= 0.008$.

C. Sistemin kırılma anına kadar dayandığı yüklerin değerlendirmesi için buluna p değerleri Tablo 4. 4.'ün üçüncü sırasından okunmaktadır.

a. Çalışmanın ikinci ve üçüncü aşamalarına dahil olan gruplar arasında *splint yapım yöntemi ve kullanılan adeziv sistemlerin aynı olduğu gruplar arasında* istatistiksel fark bulunmuştur:

(1. Grup Ekstrakoronal + Optibond FL) ve (5. Grup Ekstrakoronal + Optibond FL) grupları arasındaki fark istatistiksel olarak belirgindir $p= 0.001$.

(2. Grup İntrakoronal + Optibond FL) ve (6. Grup İntrakoronal + Optibond FL) grupları arasındaki fark istatistiksel olarak belirgin bulunmuştur $p= 0.001$.

(3. Grup Ekstrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) ve (7. Grup Ekstrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) grupları arasındaki fark belirgindir ve p değeri de $p= 0.001$ olarak bulunmuştur.

(4. Grup İntrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) ve (8. Grup İntrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) arasında bulunan fark da istatistiksel olarak belirgindir $p= 0.001$.

b. Splint yapılma yöntemi değerlendirildiğinde;

(1. Grup Ekstrakoronal + Optibond FL) ve (6. Grup İntrakoronal + Optibond FL) grupları arasında istatistiksel olarak belirgin fark bulunmuştur $p= 0.001$.

(2. Grup İntrakoronal + Optibond FL) ve (5. Grup Ekstrakoronal + Optibond FL) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur $p= 0.001$.

(3. Grup Ekstrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) ve (8. Grup İntrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) grupları arasındaki fark anlamlı bulunmuştur $p= 0.001$.

(4. Grup İntrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) ve (7. Grup Ekstrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) grupları arasındaki fark anlamlı bulunmuştur $p= 0.001$.

(7. Grup Ekstrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) ve (8. Grup İntrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) arasında anlamlı fark bulunmuştur $p= 0.016$.

c. Splint yapımında kullanılan adeziv sistem değerlendirildiğinde;

(1. Grup Ekstrakoronal + Optibond FL) ve (7. Grup Ekstrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) grupları arasında istatistiksel olarak belirgin fark bulunmuştur $p= 0.001$

(2. Grup İntrakoronal + Optibond FL) ve (8. Grup İntrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) grupları arasında anlamlı fark bulunmuştur $p= 0.001$.

(3. Grup Ekstrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) ve (5. Grup Ekstrakoronal + Optibond FL) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur $p=0.001$.

(4. Grup İntrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) ve (6. Grup İntrakoronal + Optibond) grupları arasında anlamlı bir fark bulunmuştur $p=0.001$.

Çalışmanın ikinci ve üçüncü aşamalarında kullanılan 8 grup kırılma şekli açısından istatistiksel olarak Kolmogorov – Smirnov Z testi ile değerlendirilmiştir. Kırılan örneklerde dayanak dişlerde kırık varlığı, diş-kompozit arasında adeziv kırık varlığı, fiberde deformasyon görülmesi, fiber-kompozit arasında adeziv kırık varlığı, kompozit içerisinde koheziv kırık görülmesi ve santral kesicilerin kırılma şekilleri incelenmiş ve gruplar arasında istatistiksel fark değerlendirilmiştir. Tablo 4. 5'de çalışmanın ikinci aşamasında 4 grup için değerlendirilen kırılma şekilleri ve bulunan p değerleri sunulmuştur. $p < 0.05$ olarak bulunan p değerleri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Tablo 4. 5: Çalışmanın ikinci aşamasında kullanılan 4 grup için gözlemlenen kırılma şekilleri ve bulunan p değerleri (sırasıyla dayanak dişte kırık, diş-kompozit arasında adeziv kırık, fiberde deformasyon, fiber-kompozit arasında adeziv kırık, kompozit içerisinde koheziv kırık, santral kesicilerde kırık kırılma şekilleri için bulunan p değerleri

Gruplar	1	2	3	4
1	-	0.107	0.988	0.030
		1.000	0.988	1.000
		1.000	1.000	1.000
		1.000	1.000	1.000
		1.000	0.988	1.000
2	0.107	-	0.107	1.000
	1.000		0.940	1.000
	1.000		1.000	1.000
	1.000		1.000	1.000
	1.000		0.991	1.000
3	0.988	0.107	-	0.030
	0.988	0.940		0.587
	1.000	1.000		1.000
	1.000	1.000		1.000
	0.988	0.991		0.991
4	0.030	1.000	0.030	-
	1.000	1.000	0.587	
	1.000	1.000	1.000	
	1.000	1.000	1.000	
	1.000	1.000	0.991	
	0.030	0.699	0.030	

Çalışmanın ikinci aşamasında kullanılan 4 grup için gözlemlenen kırılma şekilleri değerlendirildiğinde istatistiksel olarak şu sonuçlar elde edilmiştir:

(1. Grup Ekstrakoronal + Optibond FL) ve (2. Grup İntrakoronal + Optibond FL) gruplar arasında santral kesicilerde kırık şekli parametresi değerlendirildiğinde istatistiksel olarak belirgin bir fark bulunmuştur $p= 0.000$.

(2. Grup İntrakoronal + Optibond FL) ve (3. Grup Ekstrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) gruplar arasında santral kesicilerde kırık şekli parametresi değerlendirildiğinde aralarında bulunan fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur $p= 0.000$.

(3. Grup Ekstrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) ve (4. Grup İntrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) gruplar değerlendirildiğinde santral kesicilerde kırık şekli parametresi için istatistiksel fark anlamlı bulunmuştur $p=0.030$.

(3. Grup Ekstrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) ve (4. Grup İntrakoronal + Scotchbond Multi Purpose) gruplar arasında dayanak dişte kırık şekli parametresi değerlendirildiğinde istatistiksel olarak belirgin bir fark bulunmuştur $p= 0.030$.

Şekil 4. 8’de Ekstrakoronal olarak yapılmış bir örneğin kırılma şekli Şekil 4. 9 ‘de ise İntrakoronal olarak yapılmış bir örneğin karakteristik kırılma şekli sunulmuştur. Şekil 4. 10’da kompozit içindeki koheziv kırık gösterilmiştir. Fiberde deformasyon 80 örnek içerisinde 3 örnekte gözlemlenmiştir. Şekil 4. 11’de bu örneklerden biri sunulmuştur.



Şekil 4. 8. Ekstrakoronal olarak hazırlanan bir örneğin karakteristik kırılma şekli



Şekil 4. 9. İntrakoronal olarak hazırlanmış bir örneğin karakteristik kırılma şekli



Şekil 4. 10. Kompozit içinde koheziv kırık



Şekil 4. 11. Fiberde deformasyon izlenen örnek

Çalışmanın üçüncü aşamasında kullanılan 4 grup için gözlemlenen kırılma şekilleri değerlendirildiğinde istatistiksel olarak gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bulunan p değerleri Tablo 4.6'da sunulmuştur.

Tablo 4. 6: Çalışmanın üçüncü aşamasında kullanılan 4 grup için gözlemlenen kırılma şekilleri (sırasıyla dayanak dişte kırık, diş-kompozit arasında adeziv kırık, fiberde deformasyon, fiber-kompozit arasında adeziv kırık, kompozit içerisinde koheziv kırık, santral kesicilerde ayrılma) ve bulunan p değerleri

Gruplar	5	6	7	8
5	-	1.000	1.000	1.000
		1.000	1.000	0.560
		1.000	1.000	0.994
		0.890	0.890	0.999
		0.890	0.560	0.560
1.000	1.000	1.000		
6	1.000	-	1.000	1.000
	1.000		1.000	0.759
	1.000		1.000	1.000
	0.890		1.000	1.000
	0.890		1.000	1.000
1.000	1.000			
7	1.000	1.000	-	1.000
	1.000	1.000		0.759
	1.000	1.000		0.988
	0.890	1.000		1.000
	0.560	1.000		1.000
1.000	1.000			
8	1.000	1.000	1.000	-
	0.560	0.759	0.759	
	0.994	1.000	0.988	
	0.999	1.000	1.000	
	0.560	1.000	1.000	
1.000	1.000	1.000		

çalışmalar çok uzun zaman gerektirdiğinden (1-3 yıl arasında) adeziv bileşenleri de sıklıkla klinik araştırmalar tamamlanamadan değişmektedir. Bu nedenle daha geliştirilmiş deneysel ve ticari adeziv sistemler elde edilebilmesi için bu ürünlerin laboratuvar çalışmaları yapılmalıdır (Baier, 1992).

Adeziv sistemlerin değerlendirilmesi amacıyla şimdiye kadar uygulanabilecek in vitro metodlar laboratuardan laboratuara farklılık göstermektedir. Dolayısıyla değişik araştırmacılar ve üreticiler tarafından sunulmuş sonuçların direkt olarak karşılaştırılması olanaksızdır. Ürünün kendisi haricinde elde edilen sonucu etkileyebilecek üç ana faktör bulunmaktadır: Sübstratın kendisi (koyun dişleri), test yapılmadan önce örneklerin saklandığı ortam ve kuvvet uygulama metodu (test metodu).

Mitchem ve Gronas (Mitchem ve Gronas, 1986), bağlanma deneylerinde dişlere termal siklus uygulanması ve dişlerin suda saklanması bağlanma üzerinde çok az etkisi olduğunu göstermişlerdir.

Çalışmada yeni çekilmiş koyun dişleri kullanılmış ve dişlerin kurumamasına özen gösterilmiştir. Dişlerin çekilmesi ve test işleminin yapılması arasındaki süre bir haftayı geçmemiştir.

Bağlanma kuvvetinin ölçümlerinin yapılmasından elde edilen sonuçlar güvenilir olmayabilir (Causton, 1984). Bağlanma değerleri laboratuardan laboratuara farklılık gösterebileceği gibi aynı laboratuarda yapılan çalışmalarda da farklılık gösterebilir (Council on Dental Materials, 1987).

Enerji absorbe edebilme kapasitesi, malzemenin birim hacminin dayanıklılık (toughness) ölçüsüdür ve malzemenin uygulanan bir kuvvete dayanabileceği en yüksek değer hakkında bilgi verir. Kuvvet-deformasyon grafiğinin altında kalan alanın hesaplanması ile bulunur (Beer, 1985).

Çalışmada splinte yük uygulandıktan sonra kırılma anında başarısızlığın görüldüğü yer incelenmiştir. Bu gözlem, splint ile stabilize edilmiş sistemin en zayıf olduğu yer hakkında bilgi sahibi olmamıza yardımcı olmaktadır; çünkü bir sistem, onun bünyesinde bulunan en zayıf elemanın kuvveti kadar kuvvetli olabilir.

Hasta başında splint yapımı sırasında polietilen fibril şeritlerin üzerine konulan kompozit rezin kalınlığının artması da splintin rijiditesini etkileyecek ve arttıracaktır.

Çalışmada Connect polietilen fibril şerit üzerine her örnekte ölçülerek 1 mm kompozit kullanılmıştır.

Fiber ile güçlendirilmiş kompozit ile splintlenen dişler fizyolojik olarak bir miktar hareket edebilir. Kompozit rezin interproksimal bölgeden kırıldığında arada bulunan fiber demetleri, kompozit içerisinde bulunan çatlakların ilerlemesine izin vermez ve splintin yapısal bütünlüğü bozulmamış olur. Kompozit içerisinde bulunan çatlak kuvvet kırma görevi görebilir ve diş ve rezin arasındaki bağlantının korunmasında rol oynayabilir (Rudo ve Karhari, 1999). Böylelikle splinti hastaya uygulayan hekim de hastayı izleyerek eğer gerekirse tüm splinti değil de sadece çatlak olan kısımdaki kompozit rezini değiştirebilir.

Fiber ile güçlendirilmiş periodontal splintler en sıklıkla rezin ve dişler arasındaki bölgeden kırıldığından splintler dental arkın çekme (tensile) bölgesine yerleştirilmelidir. Mandibuler dişlerin stabilizasyonu söz konusu olduğunda ise arktaki tensile bölge dişlerin lingualidir. Bunun nedeni splint yapımında fiber üzerinde kullanılan malzemenin çekme kuvvetlerine karşı daha dayanıksız olmasıdır.

Fiber cam demetleri kullanılarak yapılan splint uygulaması laboratuvar işlemi gerektirmez. Acil durumlarda müdahale gerçekleştirebilecek şekilde çok ekipmana ihtiyaç duyulmaz. Splint işlemi boyunca labiyal yüzeyler kuru ve temiz bırakılabilir. Lingual yüzeyler splintlenirken rubber dam kullanılmasına gerek kalmayabilir (Friskopp ve ark., 1979).

Fiber cam demetleri kullanılarak yapılan splintlerde fiber kompozite yerleştirilirken, minimum kuvvet ile uygulanmalıdır. Böylelikle splintleme işlemi boyunca ek bir travma yapılmamış olur. Camın enflamatuar reaksiyon oluşturmadığı ve travmatize bölgelerde rahatlıkla kullanılabileceği gösterilmiştir (Brannström ve Nordenvall, 1978).

Hasta başında fiberle güçlendirilmiş kompozit kullanılarak yapılan bir işlem sırasında diş hekimi, tedavi ya da restore edeceği dişe göre hem kullanacağı fiber tipini hem de dişlerde yapacağı preparasyonu kendi belirler.

Literatüre baktığımızda, Baar ve arkadaşları, çalışmalarında 2 mm derinliğinde insizalde bir oluk hazırlamışlardır. İçerisine 2 mm genişliğinde ortodontik tel

yerleştirmişler, üzerini kompozit rezin ile kapatmışlardır fakat pulpal harabiyeti engellemek amacı ile asitle pürüzlendirme işlemi yapılmamıştır (Baar ve ark., 1993). Levenson da (Levenson, 1986) 1 mm derinliğinde ve 2-3 mm genişliğinde kaviteLER açmış ve dentine geçmemeye dikkat etmiştir. Belli ise Ribbond güçlendirici şerit ile yaptığı çalışmasında 0.5 mm derinliğinde 2 mm genişliğinde preparasyon hazırlamıştır (Belli, 1999).

Çalışmada kullanılan Connect polietilen güçlendirici şerit de 2 mm genişliğinde olduğu için intrakoronal splintlerin hazırlanması esnasında genişlik de 2 mm olarak belirlenmiştir. Derinlik ise 1 mm olarak tasarlanmıştır.

Splinte uygulanan okluzal kuvvetler, splintlenmiş segmentin herhangi bir kısmına gelmiş olsa bile, splint dahilinde olan bütün dişler tarafından paylaşılır (Carranza ve ark., 1996). Çalışmanın ikinci aşamasında dört adet sağlam diş splinte gelen kuvvetleri paylaşarak taşıyabilirken, çalışmanın üçüncü aşamasında santral kesiciler periodontal olarak desteklerini kaybetmiş dişleri taklit edecek şekilde kole hizasından ayrıldıklarından splinte gelen yük, sadece iki diş tarafından paylaşılabilmekte ve dört dişin taşıyabileceğinden çok daha az kuvvetle kırılmaktadır.

Splintin rijiditesi, splintin kaldıraç kolu gibi görev yapmasına yol açar, ve bu nedenle dişe gelen kuvvet, splint uygulanmasından önce gelen kuvvetten daha büyük olabilir (Carranza ve ark., 1996). Dolayısıyla mobil dişler splint içine dahil edilerek okluzal kuvvetlerden korunmaz.

Okluzal kuvvetlerin periodonsiyuma aktarılması fotoelastik metod ve sonlu elemanlar model çalışmaları ile değerlendirilmiştir (Wylie ve Caputo, 1991; Aydın ve Tekkaya, 1992). Wylie ve arkadaşları, fotoelastik model kullanarak, periodontal harabiyete uğramış dişleri bir ya da iki sağlam dişle birleştiren splintlemenin etkinliğini simüle etmişlerdir (Wylie ve Caputo, 1991). Optimum stres dağılımının, iki sağlam diş kullanıldığında gerçekleştiğini bulmuşlardır. İki sağlam dişin yerinde splintlenmiş dişlerin sayısının artırılması periodonsiyuma aktarılan kuvvetleri azaltmamıştır. Bu nedenle bu çalışmanın üçüncü aşamasında santral kesiciler periodontal harabiyeti taklit etmek amacı ile akrilden ayrılmış ve bu dişler kenarlarda bulunan iki lateral kesiciye splintlenmiştir.

Sonlu elemanlar modeli ile Aydın ve arkadaşları (Aydın ve Tekkaya, 1992), mandibuler bir molar ve iki premoları dayanak şeklinde kullanarak yaptığı 3 üyeli sabit protez üzerinde (daimi splint) değişik yükleme modelleri kurarak oluşan gerilmeleri değerlendirmişlerdir. 300-600 N arasında uygulanan aksiyel ve aksiyel olmayan kuvvetler analiz edilmiştir. Aksiyel olmayan yönlerde uygulanan kuvvetlerin alveol kemiğine daha çok kuvvet ilettiğini bulmuşlardır. Periodontal destek ortadan kalktığında stres düzeyi de artmaktadır.

Okluzal kuvvetler periodontal ataçmana iletilir (Wylie ve Caputo, 1991; Aydın ve Tekkaya, 1992) ve bu kuvvetler, kemik ve bağ dokusunda değişikliklere yol açabilir (Lindhe ve Ericson, 1976; Polson ve ark., 1976; Neiderud, 1992; Kvinnsland, 1992). Bu değişiklikler dişteki mobilitayı ve klinik sondlamada cep derinliğini etkiler (Lindhe, 1982; Polson, 1986; Neiderud, 1992; Paul, 1995). Enflamatuvar periodontal hastalığın sebep olduğu ataçman kaybı ile okluzyon arasındaki ilişki tam olarak ispatlanamamıştır. Ataçman kaybı ve diş mobilitesi arasında bir ilişki olduğu bazı araştırmalarla gösterilirken (Ismail ve ark., 1990 ; Wang ve ark., 1994) bazı çalışmalarda da aralarında ilişki olmadığı savunulmaktadır (Jin ve Cao, 1992). Dişteki mobilite; alveoler kemik kaybı, ataçman kaybı, enflamasyon sonucu periodontal dokuların zarar görmesi, periodontal ligamentte aralanmaya neden olacak okluzal kuvvetler ve periodontal ligament atrofisi gibi birçok faktörün sonucu olabilir.

Bhaskar ve Orban (Bhaskar ve Orban, 1955), periodontal hastalığa neden olabilecek diğer etkenler kontrol altında tutularak sadece dişlerin okluzal olarak aşırı yüklenmesinin gingivitis ve periodontitisin oluşmasına yeterli olmadığını savunmuşlardır. Ramfjord ve Kohler (Ramfjord ve Kohler, 1959) 'in bulguları da önceki bulguları desteklemektedir Kegel ve arkadaşları da (Kegel ve ark., 1979), başlangıç periodontal tedavi sırasında splintleme ve diş mobilitesinde azalma arasında bir ilişki bulamamışlardır. Diş mobilitesindeki azalmanın okluzal ilişkideki değişiklikler ve gingival enflamasyondaki azalmaya bağlı olduğunu savunmuşlardır. Galler ve arkadaşları (Galler ve ark., 1979), cerrahi işlemler sonrası mobilitedeki azalmanın nedeninin splintleme olup olmadığını kanıtlayamamışlardır.

Periodontitis, belirgin travmatik okluzal kuvvetler varlığında bile okluzal uyumlama yapılmadan tedavi edilebilir ve periodontal sağlık korunabilir (Lindhe ve Ericson, 1976; Polson, 1979; Wolfe ve ark., 1991; Paul ve ark., 1995). Fakat periodontal tedavinin bir parçası olarak okluzal uyumlama yapıldığında klinik olarak daha iyi sonuçlar elde edildiği gözlenmiştir (Burgett ve ark., 1992). Fakat okluzal uyumlamanın periodontitis tedavisinde ne kadar etkin olduğu ise bilinmemektedir. Normal okluzyon, parafonksiyonel alışkanlıklar ve dişteki mobilitenin yara iyileşmesi üzerinde etkisi yeterli derecede değerlendirilememekle beraber tedaviye başlamadan önce okluzyon stabilize edilmelidir.

Splint uygulanmasında diş mobilitesinde bir azalma olduğu ispatlanmış (Laudenbach ve ark., 1977) fakat bunun başlangıç tedavide yapılan splintlemenin sonucu olup olmadığı kanıtlanamamıştır (Renggli ve Schweizer, 1974).

Becker ve arkadaşlarına göre bir diş, aşağıdaki durumlardan ikisi gerçekleştiğinde periodontal olarak umutsuz kabul edilir (Becker ve ark., 1984):

- Destek kemiklerin %75'i veya daha fazlası kayıpsa
- Cep derinliği > 8 mm ise,
- Class III furka problemi olduğunda
- Hiper mobilite olduğunda

İlerlemiş periodontal hastalığı olan dişin klinik tablosuna sıklıkla hiper mobilite de eşlik eder. Doğru tedavi dişin çekilmesini önlemek amacı ile splint uygulamasını da içerir (Nyman ve Lindhe, 1976; Zander ve Polson, 1977).

Sternig ve arkadaşları, bir kaç dişin ümitsiz olarak değerlendirildiği gelişmiş periodontitis durumunu tedavi etmiştir (Sternig ve ark., 1985). Uygulanan tedavi, kök planlamasını, tel ve akrilden oluşan geçici splint uygulamasını içermektedir. Tedavi 8 yıl boyunca sürmüş ve 29 dişle başlayan tedavi, sadece iki dişin kaybıyla sonuçlanmıştır.

Mc Guire, 39 hastayı 5 yıl boyunca periodontal olarak tedavi etmiştir. Çalışma başında 14 diş, ümitsiz olarak görülmüş ve tedavi sonunda 8 diş kaybedilirken 6 diş ağızda tutulabilmiştir (Mc Guire, 1991).

Üç nokta eğme testinde İSO standartlarına göre hazırlanan 10 örneğin karakteristik davranışı Tablo 4.6'da görülmektedir. Kuvvet arttıkça örnek de

deformasyon göstermekte ve örneğin tensile bölgesinde bulunan kompozit uygulanan yüke dayanamamakta ve de kırılmaktadır. Kırılmış bir örnek de Şekil 4.1’de görülmektedir. Bu kırılma grafikte yükte ani bir düşüşle kendini göstermektedir. Bundan sonra ise sistem tekrar yüklenmeye devam etmekte ve splint de görevini sürdürmektedir. Bunun anlamı ise klinikte fiberle güçlendirilmiş kompozitlerle uygulanan splintlerin kullanılması esnasında fibril demetleri kaplayan kompozitte çatlak ya da kırık olmuş olsa bile splintin görevini başarıyla sürdürebileceğidir.

Literatürde, daha fazla doldurucu partikül içeren bonding sistemlerin daha az ya da içermeyen sistemlere göre daha fazla kuvvete dayandıklarını gösterilmiştir (Diefenderfer ve Reinhardt, 1997). Çalışmanın ikinci aşamasında Optibond FL ve Scotchbond Multi Purpose ile hazırlanan örneklerin kırılma noktasına kadar dayandıkları kuvvetlerin ortalaması yönünden karşılaştırılmış, Scotchbond Multi Purpose’un kırılma anına kadar daha fazla enerji absorbe edebileceğini bulunmuştur. Çalışmada kullanılan Scotchbond Multi Purpose doldurucu partikül içermezken Optibond FL %48 oranında doldurucu partikül içerir. Bu da Diefenderfer ve Reinhardt’ın bulgularıyla çatışmaktadır.

Splintleme işlemi ekstrakoronal ya da intrakoronal olarak yapılmış olsa bile sınırları çoğu zaman mine içerisinde olmaktadır. Splintleme işlemi, mine yüzeyine bağlanma ile gerçekleştirileceğinden maksimum bağlanmanın elde edilmesi amacıyla total asit tekniği ile uygulanan dördüncü ve beşinci sınıf dentin adeziv sistemleri kullanılmalıdır. “Self etching self priming” olarak adlandırılan sistemler, her ne kadar basitleştirilmiş olsa bile, bu sistemler kullanılarak minede elde edilen bağlanma değerleri yetersiz kalabilir (Watanabe ve ark., 1994).

Çalışmanın birinci aşaması ve diğer iki aşama, örneklerin kırılma anına kadar dayanabildikleri kuvvet açısından karşılaştırıldığında (Bkz. Şekil 4.2.) çalışmanın ikinci aşamasında hazırlanmış olan splintlerin en fazla kuvvete dayandığı buna rağmen birinci ve üçüncü aşamalarda ise hemen hemen aynı sonuçlar bulunduğu görülmektedir. İkinci aşamada örneklerin daha fazla kuvvete dayanmasının sebebi, splintin üzerine gelen kuvveti dört dişe dağıtmasıdır.

Çalışmanın üç aşaması sistemin kırılma anına kadar absorbe edebileceği enerji açısından karşılaştırıldığında da (Bkz. Şekil 4.3.) benzer sonuçlar elde edilmiştir. İkinci

aşama için hazırlanmış örnekler daha fazla kuvvete dayanabildikleri için daha fazla da enerji absorbe edebilirler.

Çalışmanın her üç aşamasında kırılma anına kadar izlenebilen deformasyon miktarları karşılaştırıldığında (Bkz. Şekil 4.4.) birinci ve ikinci aşamaların hemen hemen aynı sonucu vermesine rağmen üçüncü aşamada hazırlanan gruplarda deformasyonda azalma gözlenmektedir. Bunun sebebi de üçüncü aşamada hazırlanan örneklerin daha az enerji absorbe edebilmeleri ve daha düşük kuvvetler altında kırılmalarıdır.

Splint yapma yöntemleri olan ekstrakoronal ve intrakoronal yöntemler kırılma anlarına kadar dayanabildikleri kuvvet miktarı gözönünde bulundurularak karşılaştırıldığında intrakoronal yöntemle yapılan splintin daha fazla kuvvete dayandığı çalışmanın üçüncü aşamasında istatistiksel olarak bulunmuştur. Bunun sebebi de fibril demetlerinin dişin yapısına sokulmasıyla dişin daha da kuvvetlendirilmiş olmasıdır.

Kırılma anına kadar absorbe edilebilecek enerji miktarı göz önüne alındığında ise intrakoronal olarak hazırlanan örneklerin kırılma anına kadar ekstrakoronal olarak hazırlanmış örneklere oranla daha fazla enerji absorbe edebildiği görülmektedir. Bunun sebebi de yukarıda anlatıldığı gibi fiber demetlerinin yerleştirildikleri dışı kuvvetlendirmesidir.

Kırılma şekilleri incelendiğinde ise ekstrakoronal teknikle ve intrakoronal teknikle yapılan splintlerin tamamen farklı bir şekilde kırıldıkları gözlemlenmektedir. Şekil 4. 8 ve Şekil 4. 9 karşılaştırıldığında bu fark gözlemlenmektedir. Ektrakoronal olarak hazırlanan splintlerde ikinci aşamada santral kesiciler kole seviyesinden kırılırken intrakoronal metotla hazırlanan örnekler daha çok dişin kronundan, hazırlanan oluk civarından kırılmaktadır. Bunun sebebi ise diş hekiminin preparasyon esnasında dişte yapmış olduğu zayıflatma olabilir.

Çalışmanın üçüncü aşamasında periodontolojik olarak harabiyete uğramış çeneleri taklit eden örneklerde uygulanan kuvvet, santral kesiciler kole seviyesinden sistemden ayrıldığı için sadece iki dayanak diş tarafından paylaşılmaktadır. Bu sebeple bu aşamada, ikinci aşamada aynı şekilde hazırlanmış gruplara oranla çok daha düşük kırılma kuvveti bulunmuştur. Klinikte ise böyle bir splintin daha fazla kuvvetlere

dayanabileceği sonucu beklenebilir. Bunun sebebi de periodontal olarak harabiyete uğramış dişlerin bile bir miktar yükü paylaşacağı beklentisidir.

Güçlendirici fiber demetleri ve kompozit kullanarak hasta başında periodontal splint yapılması, dişte yüzey hazırlıkları, fiberin rezinle ıslatılması ve de kompozit yerleştirilmesi gibi teknik-duyarlı basamaklar içermektedir. Klinik bir işlemde yapılacak iş sayısı arttıkça teknik duyarlı işlemlerde hata yapma olasılığı da artmaktadır. Buna rağmen çalışmada ikinci ve üçüncü aşamalar için hazırlanmış 80 örnek içerisinde sadece 3 örnekte fiberde deformasyon gözlenmiştir.

Çalışmanın ikinci ve üçüncü aşamalarında izlenen karakteristik kuvvet-deformasyon eğrileri Şekil 4. 7'da gösterilmektedir. Splintlerin kırılma şekilleri göz önünde bulundurularak yapılan incelemede splintlerin, fiberde herhangi bir deformasyon görülmeden önce santral ve lateral kesicilerin ve/veya kompozit rezinin kırılmasından sonra başarısızlığa uğradığı gözlenmiştir. Bu da hazırlanan splintlerin hem üzerini kaplayan kompozit rezinden hem de desteklediği dişlerden daha dayanıklı olduğu sonucuna varmamıza sebep olur.

SONUÇ VE ÖNERİLER

Ekstrakoronal ve intrakoronal yöntemlerle yapılan splintler karşılaştırıldığında intrakoronal yöntemlerle yapılan splintlerin daha fazla kuvvete dayandıkları ve kırılma anına kadar daha fazla enerji absorbe edebildikleri bulunmuştur. Klinikte bu tip bir splintin ise endikasyonu sağlam dişte preparasyon yapılması gerektirdiğinden çok dikkatli konulmalıdır. Diş dokusundaki kayıp dönüşümsüz olacak ve gelecekte mutlaka daimi bir restorasyon gerektirecektir. Kullanılan kompozit rezinde daha sonra oluşabilecek çatlak ya da kırıklar sonucunda ise dişlerde çürük oluşumuna sebep olunabilir. Estetik olması, okluzyona müdahale etmemesi avantajları ile birlikte hastanın ağız hijyeni ve okluzyonu da göz önüne alınarak her hasta için doğru endikasyon konulmalıdır.

Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerle yapılan splintlerin kırılma şekli incelendiğinde splintin kırılmasındaki en önemli etkenlerin ya dişin önce kırılması ya da fiber malzemeyi destekleyen kompozit rezinin kırılması olduğu gözlemlenmiştir. Kompozit rezin ya kendi içerisinde koheziv olarak kırılmış ya da fiberle arasından adeziv olarak kırılmıştır. Bu, sonuç olarak bize splint yapımında kullanılan fiber demetlerinin hem diş hem de kompozit rezinden çok daha güçlü olduğunu göstermektedir. Klinikte splint uygulanmış hastalarda görülebilecek sonuçlar da buna paraleldir. Ağızda görülen fizyolojik olan ya da olmayan kuvvetlerin sonucunda splint yapımında kullanılan kompozit rezin kırılacaktır. Fakat fiberde herhangi bir deformasyon görülmediğinden splint görevini sürdürmeye devam edecektir.

Hastaya uygulanan splint içinde barındırdığı fiber sebebiyle görevini sürdürse bile hasta, kompozit rezinde oluşacak olan çatlak ve kırıkların mikrosızıntı, ikincil çürük ve renklenme sonuçları göz önüne alınarak mutlaka izlenmelidir. Gerektiği durumlarda tüm splint değiştirilmeden sadece hasarlı bölge değiştirilebilir.

Literatürde kullanılan adeziv sistemlerden daha fazla partikül içeren sistemlerin daha fazla kuvvete dayandığı görülse bile çalışmada partikül içermeyen adeziv sistem daha iyi sonuçlar vermiştir. Klinikte de daha elastik olan deformasyona izin verebilen partikül içermeyen adeziv sistemler tercih edilebilir.

Splintlerin etkinliği üzerinde yapılan çalışmalar deneysel laboratuvar çalışmalarından çok klinik gözlemlere dayanmaktadır. Splint uygulanmasından sonra kompozit rezinde görülen bu çatlak ve kırıklar kompozit-fiber arasındaki yorulmadan kaynaklanabilir. Bu amaçla fiberle güçlendirilmiş kompozitlerle yapılan splintlerin yorulma deneyleri de yapılarak bu tip splintlerin mekanik davranışları yorumlanmalıdır.

KAYNAKLAR

- Albers, H. F. (1985). "Resin Systems: Composite Chemistry", Alto Books.
- Albers, H. F. (1986). "Tooth Colored Restoratives", Alto Books.
- Allen, K. W. (1992). "Handbook of Adhesion", Longman Scientific & Technical.
- Amsterdam, M. Periodontal prosthesis: 25 years in retrospect. *Alpha Omega*. 67: 8-52, 1974.
- Andersson, L., Friskopp, J., Blomlof, L. Fiber glass splinting of traumatized teeth. *ASDC J. Dent. Child*. 3: 21, 1983.
- Andersson, L., Lindkog, K., Blomlof, L., Hedstrom, K. G., Hammarstrom, L. Effect of masticatory stimulation on dentoalveolar ankylosis after experimental tooth replantation. *Endod. Dent. Traumatol*. 1: 13-16, 1985.
- Andreasen, J. O. Luxation of permanent teeth due to trauma. A clinical and radiographic follow up study of 189 injured teeth. *Scand. J. Dent. Res*. 78: 273-286, 1970.
- Andreasen, J. O. Periodontal healing after replantation of traumatically avulsed human teeth. Assessment by mobility testing and radiography. *Acta. Odontol. Scand*. 35: 325-335, 1975a.
- Andreasen, J. O. The effect of splinting upon periodontal healing after replantation of permanent incisors in monkeys. *Acta. Odontol. Scand*. 33: 313-323, 1975b.
- Andreasen, J. O. (1981a). "Traumatic Injuries of The Teeth", Munksgaard.
- Andreasen, J. O. The effect of excessive occlusal trauma upon periodontal healing after replantation of mature permanent incisors in monkeys. *Swed. Dent. J*. 33: 115-122, 1981b.

Andreasen, J. O., Andreasen, F. M. (1990). "Essentials of Traumatic Injuries to The Teeth", Munksgaard.

Andreasen, F. M., Daugaard-Jensen, J., Munksgaard, E. C. Reinforcement of bonded crown fractured incisors with porcelain veneers. *Endod. Dent. Traumatol.* 7: 78-83, 1991.

Andreasen, F. M., Flügge, E., Daugaard-Jensen, J., Munksgaard, E.C. Treatment of crown fractured incisors with laminate veneer restorations. *Endod. Dent. Traumatol.* 8: 30-35, 1992.

Andreasen, F. M., Steinhardt, U., Bille, M., Munksgaard, E. C. Bonding of enamel dentin crown fractures after crown fracture. An experimental study using bonding agents. *Endod. Dent. Traumatol.* 9: 111-114, 1993.

Andreasen, J. O., Andreasen, F. M. (1994). "Textbook and Color Atlas of Traumatic Injuries of The Teeth", Mosby-Year Book.

Antonson, D. E. Immediate temporary bridge using an extracted tooth. *Dent. Surv.* 56: 22-25, 1980.

Artun, J. Caries and periodontal reactions associated with the long term use of different types of bonded retainers. *J. Clin. Periodontol.* 14: 89-94, 1984.

Aydın, A. K., Tekkaya, A. E. Stresses induced by different loadings around weak abutments. *J. Prosthet. Dent.* 68: 879-884, 1992.

Baar, H. E., Yarshansky, O. H., Yehuda, A. B. Intracoronal incisal splint. *J. Prosthet. Dent.* 70: 491-492, 1993.

Baier, R. E. Principles of adhesion. *Oper. Dent. Supplement* 5: 24-31, 1992.

Baker, C. R. (1970). "History of Crown and Fixed Partial Prosthodontics", CV Mosby.

Barkmeier, W. W., Shaffer, S. E., Gwinnett, A. J. Effect of 15 vs 60 second enamel acid conditioning on adhesion and morphology. *Oper. Dent.* 11: 11-116, 1986.

Barkmeier, W. W., Cooley, R. L. Laboratory evaluation of adhesive systems. *Oper. Dent. Supplement 5*: 50-61, 1992.

Barkmeier, W. W., Ericson, R. L. Shear bond strength of composite to enamel and dentin using Scotchbond Multi Purpose. *Am. J. Dent.* 7: 175-179, 1994.

Barkmeier, W. W., Los, S. A., Triolo, P. T. Bond strengths and SEM evaluation of Clearfil Liner Bond 2. *Am. J. Dent.* 8: 289-293, 1995.

Barkmeier, W. W., Hammesfahr, P. D., Latta, M. A. Bond strengths of composite to enamel and dentin using Prime & Bond 2. 1. *J. Dent. Res.* 76: 136 (abstract), 1997.

Becker, W., Berg, L., Becker, B. E. The long term evaluation of periodontal treatment and maintenance in 95 Patients. *Int. J. Periodontics.Restorative. Dent.* 2: 55, 1984.

Beckett, H. A., Evans, R. D., Gilmore, A. G. Permanent retention in orthodontic patients with reduced levels of bone support: A pin stabilized resin bonded splint. *Br. Dent. J.* 173: 272-274, 1992.

Beer, S. P., Johnson, E. R. (1996). "Mechanics and Materials", Mc Graw Hill Inc.

Belli, S., Özkaya, T., Alptekin, Ö. Güçlendirilmiş polietilen fibriler şeritin periodontal splint amaçlı kullanımı. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş. Hek. Fak. Derg.* 1, 1999.

Berude, J. A., Hicks, M. L., Sauber, J. J., Li, S. H. Resorption after physiological and rigid splinting of replanted permanent incisors in monkeys. *J. Endodon.* 14: 592-600, 1990.

Bhaskar, S. W., Orban, B. Experimental occlusal trauma. *J. Periodont.* 26: 270, 1995.

Bjork, N., Ekstrand, K., Ruyter, I. A. Implant fixed dental bridges from carbon graphite reinforced polymethyl methacrylate. *Biomaterials.* 7: 73-75, 1986.

Bowen, R. L., Cobb, E. N. A method for bonding to dentin and enamel. *JADA.* 107: 734-736, 1983.

- Bowen, R. L. Substitution of aluminum oxyphosphate for ferric oxyphosphate in adhesive bond. *J. Dent. Res.* 65: 239 (abstract no), 1986.
- Bowen, R. L., Majenhoff, W. A. Dental composites/glass ionomers: The Materials. *Adv. Dent. Res.* 6: 44-49, 1992.
- Boyer, D. B., Roth, L. Fracture resistance of teeth with bonded amalgams. *Am. J. Dent.* 7: 91-94, 1994.
- Braem, M., Finger, W., Van Doren, V. E., Lambrechts, P., Vanherle, G. Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dent. Mater.* 5: 346-349, 1989.
- Branstrom, M., Nordenvall, K. J. Bacterial penetration, pulpal reaction and inner surface of Concise enamel bond composite fillings in etched and unetched cavities. *J. Dent. Res.* 57: 1, 1978.
- Branstrom, M. (1982). "Dentin and Pulp in Restorative Dentistry", Wolfe Medical Publications.
- Brewis, D. M. (1992). "Primers of Adhesive Bonding", Longman Scientific & Technical.
- Buonocore, M. A simple method of increasing adhesion of acrylic filling materials to enamel. *J. Dent. Res.* 34: 948, 1955.
- Burgett, F. G., Ramfjord, S. P., Nissle, R. R., Morrison, E. C., Charbeneau, T. D., Caffesse, R. G. A randomized trial of occlusal adjustment in the treatment of periodontitis patients. *J. Clin. Periodontol.* 19: 381-387, 1992.
- Carranza, F. A., Newman, M. G. (1996). "Clinical Periodontology", W. B. Saunders Company.
- Causton, B. E. Improved bonding of composite restorative to dentin. A study in vitro of the use of a commercial halogenated phosphate ester. *Br. Dent. J.* 156: 93-95, 1984.

Clarke, D., Schmitt, S. M., Graham, G. S. The use of non-rigid connectors following periodontology therapy. *Gen. Dent.* 37: 308-309, 1989.

Clinical Research Associates: reinforcement fibers for splinting teeth. *Clinical Research Associates Newsletter.* 21: 1-3, 1997.

Cooley, R. L., Lubow, R. M., Wade, B. M. The incisal edge splint. *Gen. Dent.* 37: 141-143, 1989.

Cornelius, C. P., Ehrenfeld, M., Umbach, T. Replantation-ergebnisse nach traumatische zahnluxation. *Dtsch. Zahnartzl. Z.* 42: 211-215, 1987.

Council On Dental Materials, Instruments and Equipments. Report on base metal alloys for crown and bridge applications: benefits and risks. *JADA.* 111: 479-483, 1985.

Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. Dentin Bonding systems : An update. *JADA.* 114: 91, 1987.

Craig, R. G. (1989). "Restorative Dental Materials", CV Mosby.

Crim, G. A., Schwartz, M. L., Philips, R. W. An evaluation of cavosurface design and microleakage. *Gen. Dent.* 32: 56-58, 1984.

Crona-Larsson, G., Bjarnason, S., Noren, J. G. Effect of luxation injuries on permanent teeth. *Endod. Dent. Traumatol.* 7: 199, 1991.

Dawson, P. E. (1974). "Evaluation, Diagnosis and Treatment of Occlusal Problems", Mosby.

Dayangaç, G. B. (2000). "Kompozit Rezin Restorasyonlar", Güneş Kitabevi Ltd. Şti., Ankara.

Diefenderfer, K. E., Reinhardt, J. W. Shear bond strength of 10 adhesive resin amalgam combinations. *Oper. Dent.* 22: 50-56, 1997.

- Duke, E. S. Adhesion and applications with restorative materials. *Dent. Clin. North. Am.* 37: 329-340, 1993.
- Dumsha, T. Luxation injuries. *Dent. Clin. North. Am.* 39: 79, 1995.
- Ebeleseder, K. A., Glockner, K., Perti, C., Stadtler, P. Splints made of wire and composite: An investigation of lateral mobility in vivo. *Endod. Dent. Traumatol.* 11: 288-293, 1995.
- Ekstrand, K., Ruyter, I., Walendorf, H. Carbon/graphite fiber reinforced poly methyl metacrylate: Properties under dry and wet conditions. *J. Biomed. Mater. Res.* 21: 1065-1080, 1987.
- Erickson, R. L. Surface interactions of dentin adhesive systems. *Oper. Dent. Supplement* 5: 81-94, 1992.
- Erpenstein, H. Laborgefertigte Interimskronen und brücken Unter Paradontalen Gesichtspunkten. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 49: 222-229, 1994.
- Farik, B., Munkgaard, E. C., Kreiborg, S., Andreasen, J. O. Adhesive bonding of fragmented anterior teeth. *Endod. Dent. Traumatol.* 14: 119-123, 1998.
- Farik, B., Munkgaard, E. C., Andreasen, J. O., Kreiborg, S. Drying and rewetting anterior crown fragments prior to bonding. *Endod. Dent. Traumatol.* 15: 113-116, 1999.
- Fitchie, J., Puckett, A. D., Hembree, J., Williams, M. Evaluation of a new dentinal bonding system. *Quint. Int.* 24: 65-70, 1993.
- Freilich, M. A., Karmaker, A. C., Burstone, C. J. Flexural strength of fiber-reinforced composites designed for prosthodontic application (abstr). *J. Dent. Res.* 76: 138, 1997a.
- Freilich, M. A., Karmaker, A. C., Burstone, C. J. Flexural strength and handling characteristics of fiber-reinforced composites used in prothodontics (abstr). *J. Dent. Res.* 76: 184, 1997b.

- Freilich, M. A., Goldberg, A. J. The use of a pre-impregnated, fiber-reinforced composite in the fabrication of periodontal splint: A preliminary report. *Pract. Periodontics. Aesthet. Dent.* 9: 873-876, 1997c.
- Friskopp, J., Blömlöf, L., Söder, P. Fiber glass splints. *J. Periodontol.* 50: 193-197, 1979.
- Fusayama, T. Adhesive resin splint. *Oper. Dent.* 14: 93-95, 1989.
- Galler, C., Selipsky, H., Phillips, C. The effect of splinting on tooth mobility: After osseous surgery. *J. Clin. Periodontol.* 6: 317, 1979.
- Goldberg, A. J., Freilich, M. A., Haser, K. A. Flexure properties and fiber architecture of commercial fiber reinforcement composites (abstr). *J. Dent. Res.* 77: 226, 1988.
- Goldberg, A. J., Burnstone, C. J. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent. Mater.* 8: 197-202, 1992.
- Goldberg, A. J., Burstone, C. J., Hadjinikolaou, I. Screening of matrices and fibers for reinforced thermoplastics intended for dental applications. *J. Biomed. Mat. Res.* 28: 167-173, 1994.
- Hadjinikolaou, I., Goldberg, A. J. Flexural behaviour of clinically relevant fiber-reinforced composites (abstr). *J. Dent. Res.* 71: 664, 1992.
- Harashima, I., Hirasawa, T. Adsorption of 2-hydroxyethyl metacrylate on dentin from aqueous solutions. *Dent Mat.* 9: 36-46, 1990.
- Heinz, B. Fabrication and strategic significance of a special resin composite splint in advanced periodontitis. *Quint. Int.* 27: 41-51, 1996.
- Herforth, A. Kieferorthopädische Behandlung im paradontal geschädigten Gebiß. *Dtsch Zahnärztl Z.* 41: 76-87, 1986.

- Ismail, A. I., Morrison, E. D., Burt, B. A., Caffessee, R. G., Kavanagh, M. T. Natural history of periodontal disease in adults: Findings from the tecumseh periodontal disease study. *J. Dent. Res.* 69: 430-435, 1990.
- Jancar, J., Dißenedetto, A. T., Goldberg, A. J. Thermoplastic fiber-reinforced composites for dentistry part II. effect of moisture on flexural properties of unidirectional composites. *J. Mater. Sci. Mater. Med.* 4: 562-568, 1993.
- Jedynakiewicz, N. M., Martin, N., Fletcher, J. M. A three-year clinical evaluation of a compomer restorative. *J. Dent. Res.* 76: 162 (abstract), 1997.
- Jin, L., Cao, C. Clinical diagnosis of trauma from occlusion and its relation with severity of periodontitis. *J. Clin. Periodontol.* 19: 92-97, 1992.
- Johnson, W. W. The history of prosthetic dentistry. *J. Prost. Dent.* 9: 841-846, 1959.
- Josell, S. D., Abrams, R. G. Managing common dental problems and emergencies. *Pediatr. Clin. North. Am.* 38: 1325, 1991.
- Josell, S. D., Abrams, R. G. Traumatic injuries to the dentition and its supporting structures. *Pediatr. Clin. North. Am.* 29: 717, 1982.
- Josell, S. D. Tooth stabilisation for orthodontic retention. *Dent. Clin. North. Am.* 43: 151-165, 1999.
- Kabhari, V. Issues of scale in composites fracture and design. PhD Thesis. University of Delaware, 1991.
- Kahl-Nieke, B. Retention and stability considerations for adult patients. *Dent. Clin. North. Am.* 40: 961-994, 1996.
- Kanca, J. Improving bond strength through acid etching and bonding to wet dentin surfaces. *JADA.* 123: 35-43, 1992a.
- Kanca, J. Resin bonding to wet substrate: 1. Bonding to dentin. *Quint. Int.* 23. 39-41, 1992b.

Kao, R. T. (1997). "Science and practice of Occlusion", Mc Neill.

Kaplan, H. The logic of modern retention procedures. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 93: 325-340, 1988.

Kawaguchi, M., Fukushima, T., Horibe, T. Effect of monomer structure on the mechanical properties of light-cured composite resins. *Dent. Mater.* 8: 40-45, 1989.

Kegel, W., Selipsky, H., Philips, C. The effect of splinting on tooth mobility: During initial therapy. *J. Clin. Periodontol.* 6: 45, 1979.

Kehoe, J. C. Splinting and replantation after traumatic avulsion. *JADA.* 112: 224, 1986.

Kiremitçi, A., Gökalp, S. Dentinin ıslanma kritik yüzey gerilimi üzerine dört dentin adeziv sistemin etkisi. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi.* 22: 47-52, 1998.

Krejci, I., Lutz, F., Barbakow, F., Katzorke, R. A. Adhesion promotion by chemomechanical preparation of dentin. *Quint. Int.* 21: 435-443, 1990.

Kvinnslund, S., Kristiansen, A. B., Kvinnslund, I., Heyeraas, K. J. Effect of experimental traumatic occlusion on periodontal and pulpal blood flow. *Acta Odontol. Scan.* 50:211-219, 1992.

Ladizesky, N. H., Chow, T. W. The effect of interface adhesion, water immersion and anatomical notches on the mechanical properties of denture base resins reinforced with continuous high performance polyethylene fibers. *Aust. Dent. J.* 37: 277-289, 1992.

Laney, W. R. Prosthodontics: A historical perspective. *J. Prosthod.* 6: 2-6, 1997.

Latta, M.A., Wuertz, K. M., Triolo, P. T., Barkmeier, W. W. Surface treatment effects of bond strength using Prime & Bond 2. 1. *J. Dent. Res.* 76: 186 (abstract), 1997.

Latta, M. A., Barkmeier, W. W. Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. *Dent. Clin. North. Am.* 42: 567-577, 1998.

- Laudenbach, K. W., Stoller, N., Laster, L. The effects of periodontal surgery on horizontal tooth mobility (abstract). *J. Dent. Res.* 56 (special iss): 288, 1977.
- Lee, B. D., Philips, R. W., Swartz, M. L. The influence of phosphoric acid etching on retention of acrylic resin to bovine enamel. *JADA.* 82:1381-1386, 1971.
- Levenson, M. F. The use of a clear, pliable film to form a fiber glass-reinforced splint. *JADA.* 112: 79-80, 1986.
- Lindhe, J., Ericsson, I. Influence of trauma from occlusion on reduced but healthy periodontal tissues in dogs. *J. Clin. Periodontol.* 3: 110-122, 1976.
- Lindhe, J., Nyman, S. The role of occlusion in periodontal disease and the biological rationale for splinting in the treatment of periodontitis. *Oral. Sci. Rev.* 10: 11-43, 1977.
- Lindhe, J., Ericsson, I. The effect of elimination of jiggling forces on periodontally exposed teeth in the dog. *J. periodontol.* 53: 562-567, 1982.
- Littman, H., Regan, D., Rakow, B. Provisional temporisation with acid-etch technique. *Clin. Prev. Dent.* 2: 14-17, 1980.
- Lutz, F., Phillips, R. W. A classification and evaluation of composite resin systems. *J. Prosthet. Dent.* 50: 480-488, 1983.
- Manley, T. R., Bowman, A. J., Cook, M. Denture bases reinforced with carbon fibers. *Br. Dent. J.* 146: 25, 1979.
- McDonald, N., Strassler, E. H. Evaluation for tooth stabilisation and treatment of traumatized teeth. *Dent. Clin. North. Am.* 43: 135-149, 1999.
- McGuire, M. K. Prognosis versus actual outcome: A long term survey of 100 treated periodontal patients under maintenance care. *J. Periodontol.* 62: 51-58, 1991.
- Mitchem, J. C., Gronas, D. G. Effects of time after extraction and depth on resin dentin adhesives. *JADA.* 113: 285, 1986.

Mikx, F. H. M., Ngassapa, D. N.B., Reijntjens, F. M. J., Maltha, J. C. Effect of splint placement on black-pigmented bacteroides and spirochetes in the dental plaque of beagle dogs. *J. Dent. Res.* 63: 1284-1288, 1984.

Miller, S. C. (1950). "Textbook of Periodontia", Blakiston.

Miller, T. E., Hakimzadeh, F., Rudo, D. N. Immediate and indirect woven polyethylene ribbon-reinforced periodontal-prosthetic splint: A case report. *Quint. Int.* 26: 267, 1995.

Mullarky, R. H. Aramid fiber reinforcement for acrylic appliances. *J. Clin. Orthod.* 19: 655-658, 1985.

Munksgaard, E. C., Hotjved, L., Jorgensen, E. H. W., Andreasen, J. O., Andreasen, F. M. Enamel-dentin crown fractures bonded with various bonding agents. *Endod. Dent. Traumatol.* 1: 73-77, 1991.

Nakabayashi, N., Kojima, K., Musuhara, E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J. Biomed. Res.* 16: 265-273, 1982.

Nakabayashi, N., Ashizawa, M., Nakamura, M. Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to dentin. *Quint. Int.* 23: 135-141, 1992.

Nakamichi, I., Iwaku, M., Fusayama, T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J. Dent. Res.* 62: 1076-1081, 1983.

Neiderud, A. M., Ericsson, I., Lindhe, J. Probing pocket depth at mobile/ nonmobile teeth. *J. Clin. Periodontol.* 19: 754-759, 1992.

Nordenvall, K. J., Brannstrom, M., Malmgren, O. Etching of deciduous young and old permanent teeth: A comparison between 15 and 60 seconds of etching. *Am. J. Orthod.* 78: 99-108, 1980.

Nyman, S., Lindhe, J. Prosthetic rehabilitation of patients with advanced periodontal disease. *J. Clin. Periodontol.* 3: 315, 1976.

- Oikarinen, K. Comparison of flexibility of various splinting methods for tooth fixation. *Int. J. Oral. Maxillofac. Surg.* 17: 125-127, 1988.
- Oikarinen, K. Tooth splinting: A review of the literature and considerations of the versatility of a wire-composite splint. *Endod. Dent. Traumatol.* 6: 237, 1990.
- Oikarinen, K., Andreasen, J. O., Andreasen, F. M. Rigidity of various fixation methods used as dental splints. *Endod. dent. Traumatol.* 8: 113-119, 1992.
- Oikarinen, K., Nieminen, T. M. Influence of acid-etched splinting methods on discoloration of dental enamel in four media: An in vitro study. 102: 313-318, 1994.
- Patel, A. N., Burstone, C. J., Goldberg, A. J. Clinical study of fiber reinforced thermoplastic as orthodontic retainers (abstr). *J. Dent. Res.* 71: 526, 1992.
- Paul, B. F., Leupold, R. J., Towle, H. J. Occlusal trauma: A case in perspective. *JADA.* 126: 94-98, 1995.
- Peutzfeld, A. Resin composites in dentistry: The monomer systems. *Eur. J. Oral. Sci.* 105: 97-116, 1997.
- Philips, R. W. New concept in materials used for restorative dentistry. *JADA.* 70: 652, 1965.
- Pollack, P. R., Ponte, P. M. Treatment of type III periodontal cases without crown and bridge splinting. *Int. J. Perio. Rest. Dent.* 2: 27-49, 1981.
- Pollack, R. P., Glicksman, M. A. Non-crown and bridge stabilisation of loose periodontally involved teeth. Presented at The American Academy of Periodontology Annual Meeting, San Diego, Eylül, 1997.
- Pollack, R. P. Non-crown and bridge stabilisation of severely mobile, periodontally involved teeth: A 25-year perspective. *Dent. Clin. North. Am.* 43:77-103, 1999.
- Polson, A. M., Meitner, S. W., Zander, H. A. Trauma and progression of marginal periodontitis in squirrel monkeys. III. Adapattion of interproximal alveoler bone to repetitive injury. *J. Periodont. Res.* 11: 279-289, 1976.

Polson, A. M., Kantor, M. E., Zander, H. E. Periodontal repair after reduction of inflammation. *J. Periodont. Res.* 14: 520-525, 1979.

Polson, A. M. The relative importance of plaque and occlusion in periodontal disease. *J. Clin. Periodontol.* 13: 923-927, 1986.

Posner, S. H. Emergency splint stabilisation of dental alveolar trauma: A practical technique. *Milit. Med.* 151: 57-59, 1986.

Puckett, A., Fitchie, J., Hembree, J., Smith, J. The effect of incremental versus bulk fill techniques on the microleakage of composite resin using a glass ionomer liner. *Oper. Dent.* 17: 186-191, 1992.

Puckett, A., Fitchie, J., Bennett, B., Hembree, J. H. Microleakage and thermal properties of hybrid ionomer restoratives. *Quint. Int.* 26: 577-581, 1995.

Ramfjord, S. P., Kohler, C. A. Periodontal reaction to functional occlusal stresses. *J. Periodontol.* 30: 95, 1959.

Reifeis, P. E., Cochran, M. A., Moore, B. K. An in vitro shear bond strength study of enamel/dentin bonding systems. *Oper. Dent.* 20: 174-179, 1995.

Renggli, H. H., Schweizer, H. Splinting of teeth with removable bridges- biological effects. *J. Clin. Periodontol.* 1: 43-46, 1974.

Retief, D. H. Clinical applications of enamel adhesives. *Oper. Dent. Supplement* 5: 44-49, 1992.

Ring, M. E. (1985). "Dentistry: An Illustrated History", St Louis Mosby.

Rochette, A. L. Attachment of a splint to the enamel of lower anterior teeth. *J. Prosthet. Dent.* 30: 418-423, 1973.

Rosenberg, E. S. A new method for stabilisation of periodontally involved teeth. *J. Periodontol.* 51: 469-473, 1980.

- Rudo, D. N., Karhari, V. M. Physical behaviors of fiber reinforcement as applied to tooth stabilisation. *Dent. Clin. North. Am.* 43: 1-6, 1999.
- Ruse, N. D., Smith, A. C. Adhesion to bovine dentin- surface characterization. *J. Dent. Res.* 70: 1002-1008, 1991.
- Ruyter, I. E., Estrand, K., Bjork, N. Development of carbon/graphite reinforced polymethyl metacrylate suitable for implant fixed dental bridges. *Dent. Mater.* 2: 6-9, 1986.
- Ruyter, I. E. The chemistry of adhesive agents. *Oper. Dent. Supplement* 5: 32-43, 1992.
- Saravanmutta, R. Post-orthodontic splinting of periodontally involved teeth. *Br. J. Orthod.* 17: 29-32, 1990.
- Schoen, D. H., Dean, M. C. (1996). "Contemporary Periodontal Instrumentation", WB Saunders.
- Schomacher, G. E., Eichmiller, F. C., Antonucci, J. M. Effects of Surface active resins on dentin/composite bonds. *Dent Mat.* 8: 278-282, 1992.
- Schreiber, C. K. The clinical application of carbon fiber/ polymer denture resin. *Br. Dent. J.* 137: 21-22, 1974.
- Serio, F. G., Strassler, H. E., Litkowski, L. J. The effect of polishing pastes on composite resin surfaces: A SEM study. *J. Periodontol.* 59: 837, 1988.
- Shooshan, E. D. A pin ledge casting technique- Its application in periodontal splinting. *Dent. Clin. North. Am.* 4. 189-206, 1960.
- Simonsen, R. J. The acid etch technique in fixed prosthesis. An update. *Quint. Int.* 9: 33, 1980.
- Smith, D. C. Recent developments and prospects in dental polymer. *J. Prosthet. Dent.* 12: 1066, 1962.

- Smukler, H., Lemmer, S. A rationale for the stabilisation of mobile teeth in advanced periodontal disease. *J. Dent. Dent. Assoc. S. Afr.* 30: 543-654, 1980.
- Sorenson, J. A., Engelman, M. J. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. *J. Prosthet. Dent.* 64: 419-424, 1990.
- Söderholm, K. J. M. Correlation in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials : a report of ASC MD156. Task group on test methods for the adhesion of restorative materials. *Dent Mater.* 7: 74-83, 1991.
- Söderholm, K. J. M., Phil, M., Mariotti, A. BIS-GMA based resins in dentistry: Are they safe?. *JADA.*130: 201-208, 1999.
- Stanley, H. R. Trashing the dental literature-misleading the general practitioners: A point of view. *J. Dent. Res.*75: 1624-1626, 1996.
- Sternig, M. Advanced periodontitis treated non-surgically: An 8-year follow up. *Periodont. Case. Rep.* 7: 1, 1985.
- Suzuki, S., Leinfelder, K. F., Kawai, K., Tsuchitani, Y. Effect of particle variation on wear rates of composite resins. *Am. J. Dent.* 8: 173-178, 1995.
- Strassler, H. E., LoPresti, J., Scherer, W., Rudo, D. Clinical evaluation of a woven polyethylene ribbon used for splinting. *Esthet. Dent. Update.* 6: 80-84, 1995a.
- Strassler, H. E. Aesthetic management of traumatized anterior teeth. *Dent. Clin. North. Am.* 39: 181, 1995b.
- Strassler, H. E. Planning with diagnostic casts for success with direct bonding. *J. Esthet. Dent.* 7: 32-40, 1995c.
- Strassler, H. E., Haeri, A., Gultz, I. P. New generation bonded reinforcing materials for anterior periodontal tooth stabisation and splinting. *Dent. Clin. North. Am.* 43: 105-126, 1996.
- Strassler, H. E., Serio, F. G. Stabilisation of the natural dentition in periodontal cases using adhesive restorative materials. *Perio Insights.* 4: 4-10, 1997.

- Syme, S. E., Fried, J. L. Maintaining the oral health of splinted teeth. *Dent. Clin. North. Am.* 43: 179-196, 1999.
- Tay, F. R., Gwinnett, A. J., Pang, K. M., Wei, S. H. Y. Resin permeation into acid-conditioned, moist and dry dentin: A paradigm using water-free adhesive primers. *J. Dent. Res.* 75: 1033-1044, 1996a.
- Tay, F. R., Gwinnett, A. J., Wei, S. H. Y. The overwet phenomenon: A scanning electron microscopic study of surface moisture in the acid conditioned resin-dentin interface. *Am. J. Dent.* 9: 109-114, 1996b.
- Tay, F. R., Gwinnett, A. J., Pang, K. M., Wei, S. H. Y. The Overwet phenomenon transmission electron microscopic study of surface moisture in the acid conditioned resin-dentin interface. *Am. J. Dent.* 9: 161-166, 1996c.
- Tay, F. R., Gwinnett, A. J., Pang, K. M., Wei, S. H. Y. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free acetone-based, single-bottle primer/adhesives. *Dent. Mater.* 12: 236-244, 1996d.
- Triolo, P. T., Swift, E. J., Barkmeier, W. W. Shear bond strengths of composite to dentin using six dental adhesive systems. *Oper. Dent.* 20: 46-50, 1995.
- Van Meerbeek, B., Lambrechts, P., Inosoki, S., Braem, M., Vanherle, G. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper. Dent. Supplement* 5: 11-124, 1992.
- VanDijken, J. W. K., Sjostrom, S. The effect of glass ionomer cement and composite resin fillings on marginal gingiva. *J. Clin. Periodontol.* 18: 200, 1991.
- Vitsentzos, S. I. Stabilisation technique for mobile teeth. *J. Prosthet. Dent.* 61: 6-9, 1989.
- Wang, H., Burgett, F., Shry, Y., Ramfjord, S. The influence of molar furcation involvement and mobility on future clinical periodontal attachment loss. *J. Periodontol.* 65: 25-29, 1994.

- Watanabe, I., Nakabayashi, N., Pashley, D. H. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self etching primer. *J. Dent. Res.* 73: 1212-1220, 1994.
- Wieczkowski, G., Yu, X. Y., Davis, E. L., Joynt, R. B. Microleakage in various dentin bonding agent/composite resin systems. *Oper. Dent. Supplement* 5: 62-67, 1992.
- Williamson, R. Retention of teeth with reduced root length through use of a resin bonded splint: A case Report. *Quint. Int.* 26: 237, 1995.
- Wolffe, G. N., Spanauf, A. J., Brand, G. Changes in occlusion during the maintenance of a patient treated with combined periodontal/prosthetic therapy: A case report. *Int. J. Periodontics. Restorative. Dent.* 19: 754-759, 1991.
- Wolski, K., Goldman, M., Kronman, J. H., Nathanson, D. Dentinal bonding after chemomechanical caries removal effect of surface topography. *Oper. Dent.* 14: 87-92, 1989.
- Wylie, R. S., Caputo, A. A. Fixed cantilever splints on teeth with normal and reduced periodontal support. *J. Prosthet. Dent.* 66: 737-742, 1991.
- Zachrisson, B. U. Clinical experience with direct bonded orthodontic retainers. *Am. J. Orthod.* 71: 440-448, 1977.
- Zachrisson, B. U. The bonded lingual retainer and multiple spacing of anterior teeth. *J. Clin. Orthod.* 17: 838-844, 1983.
- Zander, H. A., Polson, A. M. Present status of occlusion and occlusal therapy in periodontics. *J. Periodontol.* 48: 540, 1977.