

T.C.
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

KAPLAMALI VE KAPLAMASIZ İKİ FARKLI SERAMİK BRAKETİN KOMPOZİT YAPIŞMA DAYANIKLILIĞININ KARŞILAŞTIRILMASI

Dt. Neslihan ÖZYÖRÜK YILDIRIM

DOKTORA TEZİ

DANIŞMANI

Prof. Dr. M. Serdar TOROĞLU

ADANA-2014

T.C.
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

KAPLAMALI VE KAPLAMASIZ İKİ FARKLI SERAMİK BRAKETİN KOMPOZİT YAPIŞMA DAYANIKLILIĞININ KARŞILAŞTIRILMASI

Dt. Neslihan Özyörük Yıldırım

DOKTORA TEZİ

DANIŞMANI

Prof. Dr. M. Serdar TOROĞLU

Bu tez Çukurova Üniversitesi Araştırma Fonu tarafından
DHF2011D6 no'lu proje olarak desteklenmiştir.

Tez No:
ADANA-2014

KABUL VE ONAY

Doktora Programı Çerçevesinde yürütölmüş olan

"Kaplamalı ve Kaplamasız Farklı İki Seramik Braketin Kompozit Yapışma Dayanıklılığının Karşılaştırılması."
adlı çalışma, aşğıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tarihi: 12/05/14

TEZ SINAV JÜRİSİ


Prof. Dr. M. Sencer Toroğlu
Üniversitesi
Başkan


Prof. Dr. Nure Özer
Üniversitesi
Üye


Prof. Dr. M. Cem Döner
Üniversitesi
Üye


Doç. Dr. Aslıhan Uzel
Üniversitesi
Üye


Yrd. Doç. Dr. ÖRC YENERÇAM
Üniversitesi
Üye

Yukarıdaki Tez, Yönetim Kurulunun / / tarih ve
edilmiştir.

sayılı kararı ile kabul

Prof. Dr. Şeref ERDOĞAN
Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın oluşturulması ve yapılması esnasında bana destek olan tez danışmanım Sayın Prof. Dr. M.Serdar TOROĞLU'na, çalışmanın istatistik bölümünde bana yardımcı olan Ç. Ü. Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı öğretim üyesi Sayın Prof. Dr. Nazan ALPARSLAN'a, doktora eğitim sürecinde ortodonti alanında bana yol gösteren ve deneyimlerini paylaşan Çukurova Üniversitesi Ortodonti Anabilim Dalı öğretim üyelerine, doktora eğitimim sırasında her zaman yanımda olan Dt. Nazife İŞLER, Dt. Sadık GASIMOV ve Dt.Halide NAMLI'ya, hiçbir zaman yardımlarını esirgemeyen klinik ve laboratuvar personeline,

Bugünlere gelmemde sonsuz emekleri geçen ve sevgilerini hiçbir zaman esirgemeyen annem Sebahat ÖZYÖRÜK'e, babam Mustafa ÖZYÖRÜK'e kardeşlerim, Elif ÖZYÖRÜK ve Muhammed ÖZYÖRÜK'e ve son olarak tezimin her aşamasında sonsuz sabır gösteren ve her zaman destek olan sevgili eşim Emrah YILDIRIM ve hayatıma anlam katan biricik kızım Elif Ece YILDIRIM'a teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER DİZİNİ

Kabul ve onay	i
TEŞEKKÜR	ii
İÇİNDEKİLER DİZİNİ	iii
ŞEKİLLER DİZİNİ	vi
ÇİZELGELER DİZİNİ	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	viii
ÖZET	ix
ABSTRACT	x
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Braketlerin Diş Yüzeyine Yapıştırılması	5
2.1.1. Diş Yüzeyinin Temizlenmesi ve Tükrük Kontrolü	5
2.1.2. Asit Uygulanması	5
2.1.3. SealentPrimer Uygulanması	6
2.1.3.1.Neme Duyarlı Olmayan Primerler	7
2.1.3.2. Self EtchPrimerler	7
2.1.4. Yapıştırma	8
2.2.Yapıştırıcı tipleri	9
2.2.1. Aktivasyon Tiplerine Göre Yapıştırıcılar	10
2.2.1.1. Kimyasal Sertleşen Yapıştırıcılar	10
2.2.1.2.İşıkla Sertleşen Yapıştırıcılar	11
2.2.1.3. Hem Işık Hem Kimyasal Sertleşen Yapıştırıcılar	12
2.2.2. İçeriğine Göre Yapıştırıcılar	12
2.2.2.1.Çinko fosfat Simanlar	12
2.2.2.2.Polikarboksilat Simanlar	12
2.2.2.3.Cam iyonomerSimanlar	13
2.2.2.4. Rezinmodifiye Cam iyonomerSimanlar	13
2.2.2.5. Poliasit ModifiyeKompozitRezinler	14

2.2.2.6. Ormocer	15
2.2.2.7. NanoKompozitler	15
2.3. Braketler	15
2.3.1. Kaplamalı Braketler	15
2.3.2. Braket Tipleri	18
2.3.2.1. Plastik Braketler	18
2.3.2.2. Metal Braketler	18
2.3.2.3. Seramik Braketler	19
2.3.2.3.1. Seramik Braketlerin Üretim Şekilleri	20
2.3.2.3.1.1. Polikristal Seramik Braketler	20
2.3.2.3.1.2. Monokristal Seramik Braketler	20
2.3.2.3.2. Taban Özellikleri ve Retansiyon Mekanizması	21
2.3.2.3.3. Seramik Braketlerin Çıkartılması	22
2.3.2.3.3.1. Mekanik Çıkarma	22
2.3.2.3.3.2. Ultrasonik Çıkarma	23
2.3.2.3.3.3. Elektrotermal Çıkarma	23
2.3.2.3.3.4. Laserle Çıkarma	24
2.4. Işık Kaynakları	24
2.4.1. Geleneksel ve Hızlı Halojen Işık Kaynakları	24
2.4.2. Argon Lazerler	24
2.4.3. Plazma Ark	25
2.4.4. Led Işık Kaynakları	26
3. GEREÇ VE YÖNTEM	27
3.1. Diş Örneklerin Hazırlanması	27
3.2. Çalışmada Kullanılan Braket Tipleri	27
3.3. Çalışmada Kullanılan Işık Cihazı	28
3.4. Braketlerin Diş Yüzeyine Yapıştırılması	29
3.5. Termal Siklus	31
3.6. Koparma (Shear Bond Strength Test) Testi	32
3.7. Mine- adeziv- braket Ara Yüzeyinde Meydana Gelen Kopmanın Değerlendirilmesi	34
3.8. İstatistiksel değerlendirme	34

4. BULGULAR	35
4.1. Makaslama Sıyırma Testi Bulguları	36
4.2. Kopma Tipleri	37
5.TARTIŞMA	40
5.1. Çalışmada Kullanılacak Dişlerin Seçilmesi	40
5.2. Yapıştırılmış Braketlerin Suda Bekletilmesi ve Termal Siklus	41
5.3. Basma Dayanımı Testi	42
5.4. Braketlerin Yapışma Dayanıklılığı	42
5.4.1. Kaplamasız Braketlerin Yapışma Dayanıklılığı	42
5.4.2. Kaplamalı Braketlerin Yapışma Dayanıklılığı	45
5.5. Arı Skorları	46
5.6. Braket Kırıkları	47
5.7. Mine Kırıkları	48
5.8. Maliyet	48
6.SONUÇLAR VE ÖNERİLER	50
6.1. Sonuçlar	50
6.2. Öneriler	50
7.KAYNAKLAR	52
ÖZGEÇMİŞ	61

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan braket çeşitleri(A: Clarity Braketler, B: InVu Braketler, C: Victory braketler)	28
Şekil 3.2. LED ışık cihazı	29
Şekil 3.3. Işık yoğunluğunu ölçen Ledmax ışık ölçer aygıtı ve kullanılış şekli	29
Şekil 3.4 Diş yüzeylerinin temizlemesinde kullanılan florid içermeyen pat	30
Şekil 3.5. Braketleri yapıştırmada kullanılan asit ve Transbond XT yapıştırıcı ile primer	30
Şekil 3.6. Dişlerin yapay yaşlandırılmasında kullanılan termal siklus cihazı	31
Şekil 3.7. Termal siklus sayısını belirleyen sayaç	32
Şekil 3.8. Braket yapıştırılmış bir diş örneği	32
Şekil 3.9. Braketlerin kopartılmasında kullanılan Testometric Cihazı	33
Şekil 3.10. Kesme ucunun, koparma kuvveti braket tabanına paralel olacak şekilde konumlandırılması	33

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. Kullanılan braket tipleri	27
Çizelge 4.1. Taban durumu ve braket çeşidine göre yapışma dayanıklılıkları	35
Çizelge 4.2. Taban durumu göz önüne alınmadan braketlerin yapışma dayanıklılık değerleri	36
Çizelge 4.3. Taban durumu değerlendirildiğinde braketlerin yapışma dayanıklılık değerleri	36
Çizelge 4.4. Arı skorlarının dağılımı	38

SİMGELER VE KISALTMALAR

BHT	Bütilated hidroksitoluen
BisEMA	Bisfenol A bis(2-hidroksietil eter) dimetakrilat
BisGMA	Bisfenol A diglisidil eter dimetakrilat
BP	Benzoil Peroksit
CİS	Cam İyonomer Siman
CQ	Kamforkinon
DEMAEMA	Dimetilaminoetilmetakrilat
İSY	Işıkla sertleşen yapıştırıcılar
KOMPOMER	Poliasit Modifiye Kompozit Rezin
KSY	Kimyasal sertleşen yapıştırıcılar
MPa	megapaskal
mW/ cm ²	miliwatt/santimetre kare
RMCİS	Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman
SBS	Shear Bond Strength
SEP	Self etch primer
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
UV	Ultraviyole

ÖZET

Kaplamalı ve Kaplamasız İki Farklı Seramik Braketin Kompozit Yapışma Dayanıklılığının Karşılaştırılması

Ortodontik tedavi gören erişkin sayısındaki artış ve özellikle çoğunluğunu kadınların oluşturması, estetik kaygıları ön plana çıkarmıştır. Teknolojideki gelişmelerin de yardımıyla bu estetik kaygılara çözümler aranmaya başlanmıştır. Teknolojideki gelişim ve estetik kaygıların daha da artması üreticileri hem daha estetik, hem de teknik performansı yeterli materyallerin üretimi konusunda harekete geçirmiş ve bu çerçevede seramik braketlerin üretimi gündeme gelmiştir.

Birinci jenerasyon seramik braketler, ilk kez 80'li yıllarda piyasaya sürülmüş, tabanları silan kaplanarak üretilmiş, kimyasal bağlanma özelliğine sahip braketlerdir. 90'lı yıllarda mekanik bağlanma özelliğine sahip ikinci jenerasyon braketler piyasaya sürülmüştür. Üçüncü jenerasyon braketler ise 1997 yılında üretilmiş, mekanik tutuculuğa sahip olan ve braketin çıkarmayı kolaylaştırıcı dikey olukların bulunduğu braketlerdir. Bu oluklar çıkarma sırasında braketin kendi içinde kırılarak, dıştan daha kolay ayrılmasını sağlar. Bu gelişmelerle beraber yapıştırma esnasında braket tabanında daha düzenli adeziv kalınlığı elde etmek, hasta başında geçirilen sürenin kısaltılması, kontaminasyon riskinin azaltılması amacıyla kaplamalı seramik braketler üretilmiştir. Son dönemlerde üretilmiş olan yeni nesil seramik braketlerin ise mekanik polimer taban özelliği sayesinde, braketin çıkarma esnasında esneyerek dıştan kolaylıkla ayrıldığı savunulmaktadır. Literatürde ise bu hipotezi destekleyen bir çalışma henüz yoktur.

Bu çalışmanın amacı, kaplamalı ve kaplamasız farklı seramik braketlerin kompozit yapışma dayanıklılığını karşılaştırmaktır. HO hipotezi, braketler arasında kompozit yapışma dayanıklılığı açısından fark yoktur. H1 hipotezi ise braketler arasında kompozit yapışma dayanıklılığı açısından anlamlı fark vardır. Bu amaçla kaplamalı ve kaplamasız 2 farklı seramik braketin kullanıldığı grup çalışma grubunu oluştururken, kontrol grubu olarak da kaplamalı ve kaplamasız metal braket kullanılacaktır. Her bir dişin bukkal yüzeyi polisaj patı ile temizlenecek sonrasında yıkanıp kurutulurken %37'lik fosforik asit ile pürüzlendirilecektir. Primer uygulamasını takiben kaplamasız braket yüzeylerine kompozit uygulanarak diş yüzeyine yerleştirilecektir. Kaplamalı braketler ise direk diş yüzeyine yerleştirilecektir. Yapay yaşlandırma sonrasında braketler kopartılacak ve yapışma dayanıklılığı ölçülecektir. Gruplar birbirleriyle karşılaştırılarak, hem kaplamalı ve kaplamasız farklı seramik braketler kendi aralarında, hem de metal braketler ile yapışma dayanıklılıkları arasında fark olup olmadığı değerlendirilmiştir.

Anahtar Sözcükler: Seramik braket, metal braket, kaplamalı braket, kompozit yapışma dayanıklılığı

ABSTRACT

Comparasion of The Shear Bond Strength of Two Different Precoated and Uncoated Ceramic Brackets

The rise in the number of adults having ortodontic treatment and especially the women's having the majority put the esthetic worries in priority. By the help of technological developments such worries are taken into consideration to find a solution. Technological developments and the rise in the anxiety on esthetic forced the producers to create more esthetic and technically convenient materials. Eventually the production of ceramic brackets is considered.

The first generation ceramic brackets were first put into market in 1980s. They were produced by covering the base silan coupling and they had the ability of chemical bonding. The second generation brakets which had mechanical bonding, were put into market 1990's. The third generation brakets were produced in 1997 which had mechanical interlock and vertical slot which made the braket easy to be debond. During the debonding process, these slot let the braket break its inside so that it can be taken out from the tooth easily. Along with these developments precoated ceramic brackets were produced to gain the regular adhesive thickness on the braket base while bonding, reduce the time during the process on the patient , reduce the risk of contamination. It is stated that recently produced InVu ceramic brackets are easily debond from the tooth as they had the mechanic polimer base. Yet there is not a study in literature to support this thesis.

The aim of this study is to compare the shear bond strength of between different precoated and uncoated ceramic brackets. HO hipotesis is that; There is no difference between the brakets in terms of shear bond strength. H1hipotesis is that; There is a remarkable difference between the brackets in terms of shear bond strength. While forming the study group on which precoated and uncoated ceramic brackets are used , precoated and uncoated metal brackets will be used as a control group. Every one of the teeth's buccal surface will be cleaned by polishing paste, afterwards it will be washed and dried then it will be etched by %37 fosforic acid. After primer application, composit will be applied on uncoated bracket and placed on tooth surface. On the other hand precoated brakets will be placed directly on tooth surface. After artificial aging, brackets will be debond and their bond strength will be measured. The groups will be compared and evaluated, whether there is a difference among both precoated and uncoated different ceramic brackets among themselves and shear bond strength with metal brackets.

Key Words: Ceramic brackets, metal brackets, precoated brackets, shear bond strength

1.GİRİŞ

Ortodontik tedavi gören erişkin sayısının son yıllarda hızla artması ve büyük kısmını kadınların oluşturması estetik kaygıları ön plana çıkarmıştır. Erişkinler özellikle kadınlar sadece tedavinin sonunda iyi bir gülüş değil tedavi boyunca da estetik bir gülümseme istemekte ve kullanılan aygıtlar ne kadar estetik olursa hasta motivasyonu o ölçüde artmaktadır¹. Bu durum üretici firmaları daha estetik materyaller bulmaya yönlendirmiştir. Tüm dişlerin bantlanması, braket kullanımına, metal braketlerden seramik braketlere hatta lingual ortodonti ve invisalign tekniğine geçiş tüm bu estetik kaygılara çözüm bulmak içindir.

İlk olarak 1955'te Buonocore % 85'lik fosforik asitle 30 saniye pürüzlendirilmiş mine yüzeyine bağlanma dayanımının arttığını göstermiştir. 1965 yılında ise epoksi rezin sistemi ile plastik ataçmanların diş yüzeyine yapıştırılabildiği Newman tarafından bulunması ortodonti pratiğinde devrim yaratmıştır^{2,3}. Böylece bant kullanımından braket kullanımına geçilmiş bantlamanın terk edilip braketlerin diş yüzeyine doğrudan yapıştırılması; tedavi öncesi dişlerin birbirinden ayrılması işleminin ortadan kalkmasını, dişeti irritasyonunun azalmasını, hastanın ağız hijyenini daha kolay sağlayabilmesini, estetiğin artmasını ve hasta başında geçirilen sürenin azalmasını sağlayarak, hasta için ortodontik tedaviyi daha konforlu hale getirmiştir. Gerektiğinde dişlerin ara yüzeyleri kolaylıkla aşındırılarak tedavi sonrası bant kalınlıklarının oluşturduğu boşlukları kapatma ihtiyacı ortadan kalkmıştır⁴.

Bağlanma kuvvetlerinin artması, braket boyutlarının küçültülmesine olanak sağlasada ebatları ne kadar küçük olursa olsun metal estetik bir materyal olmadığı için yeni çözümler üretilmeye çalışılmıştır.

Bu amaçla 1970'li yıllarda önce akrilik daha sonra polikarbonat plastik braketler metal braketlere alternatif olarak üretilse de ömürleri kısa olmuştur¹⁻⁵. Bu braketlerin su emerek boyutsal stabilitelerini kaybetmeleri, bağlanma dayanımlarının düşük olması, renk değiştirmesi gibi nedenlerle çok fazla kullanılmamıştır. Bu özelliklerini elimine etmek amacıyla slotları metal ve seramik doldurucularla güçlendirilmeye çalışılsada yeterli estetik ve teknik performans elde edilememiştir^{6,7,8}.

Teknolojideki gelişim ve estetik kaygıların artması üreticileri daha estetik materyaller bulmaya zorlamıştır. Bu amaçla seramik braketler gündeme gelmiş ve

günümüze kadar geliştirilerek oldukça yaygın klinik kullanım alanı bulmuştur. İlk olarak 1980’li yılların ortalarında üretilmeye başlanan seramik braketlerin ana materyali alüminyum oksittir⁹. Seramik braketler; fabrikasyon sürecindeki farklılık nedeni ile monokristal ve polikristal olmak üzere ikiye ayrılır. Polikristal braketler alüminyum oksit partiküllerinin füzyonu ile oluşur. Partiküller önce kalıplanır sonrasında ısıtılır. Isıtılan partiküller birbirine yapışır ancak erimezler bu olaya sinterleme denir. Bu braketlerin üretimi ucuz olmasına rağmen yüzeyi çok düzgün olmamaktadır^{10,11,12}. Monokristal braketler ise yine alüminyum oksitten oluşur. Oksit partiküllerinin önce eritilip sonra soğutulması ile elde edilir. Bu işlemde yüzeyi daha düzgün braketler elde edilmekle beraber maliyet daha fazladır, kırılma polikristal braketlere göre artmıştır. Bu braketlerin en büyük avantajı daha şeffaf olmalarıdır^{11,12,13,14,15,16}.

Seramik braketler polikarbonat braketlerden farklı olarak gerilme ve renklenmeye dirençlidirler, sıvı emmezler ve kimyasal olarak herhangi bir tepkimeye girmezler^{1,6,7}. Alüminyum oksit kimyasal özelliği nedeni ile herhangi bir rezine kimyasal olarak bağlanamaz¹¹. Bu durumu ortadan kaldırmak için iki farklı mekanizma geliştirilmiştir. Yöntemlerden birincisi, braket tabanına oluk ya da çentikler atarak mekanik tutuculuk sağlamak, ikincisi ise silan bağlayıcı ajanlarla rezin ile braket tabanı arasında cam bir tabaka oluşturarak kimyasal tutuculuktan yararlanmaktır. Bir üçüncü yöntem ise her iki yöntemin kombinasyonudur^{1,9,10}.

Mekanik tutuculuğu sağlamak için küre şeklinde cam partikülleri içeren polikristal braketlerin çıkartılması esnasında, mine yüzeyine zarar verilmemesi için braket tabanı ince polikarbonat lamina ile kaplanmıştır. Böylece yapıştırıcı direk braket tabanına değil lamina tabakaya sürülerek mine yüzeyine braket yapıştırılmıştır^{12,17}.

Birinci jenerasyon seramik braketler ilk kez 80’li yıllarda üretilmiştir. Tabanları silan kaplanarak üretilen bu braketler kimyasal bağlanma özelliğine sahiptir^{11,18}. Kimyasal bağlanma özelliğine sahip braketlerin yüksek tutuculukları nedeni ile çıkarma esnasında mine kırığına neden olacakları yönünde çalışmalar varken^{11,16}, herhangi bir kırığa neden olmadığı yönünde de çalışmalar mevcuttur^{19,20}. Bu dezavantajı ortadan kaldırmak için 90’lı yıllarda mekanik bağlanma özelliğine sahip ikinci jenerasyon braketler piyasaya sürülmüştür. Bunlar mekanik tutuculu braketlerdir. Bu özellikleri ile bağlanma dayanımları düşmüş olsa da, çıkarma işlemi için özel aletlere gereksinim

duyulmuştur^{11,18,21}. Ancak bağlanma dirençleri arasında fark olmadığını söyleyen araştırmalarda olmuştur. Üçüncü jenerasyon braketler ise 1997 yılında üretilmiş mekanik tutuculuğa sahip metal slotu olan braketlerdir^{11,22}. Ayrıca braket çıkarmayı kolaylaştırıcı dikey oluklar sayesinde braket çıkarma esnasında kendi içinde kırılarak dıştan kolayca ayrılır. Çıkarma esnasında önemli avantajlarından biri de metal braketlerden farklı çıkarma pensi gerektirmemesidir²³.

Teknolojinin gelişimi ile üretici firmalar seramik braketin dıştan kolay çıkmasını sağlayacak yeni sistemler bulmaya çalışmaktadır. Son dönemde polimer mesh taban özelliğine sahip, mekanik tutuculu yeni bir polikristalin seramik braket üretilmiştir. Taban özelliği sayesinde çıkarma esnasında esneyerek dıştan kolaylıkla ayrıldığı savunulmaktadır. Ayrıca üretici firmaya göre daha estetik görünümlü olması ve ligatür pensi ile çıkartılabilmesi avantajları arasındadır. Literatürde ise bu bulguyu destekleyen çok fazla çalışma yoktur¹⁶⁶.

Seramik braketlerdeki bu gelişmelerle beraber üretici firmalar hasta başında geçirilecek zamanı kısaltmak adına braketleri önceden kompozit rezin ile kaplamışlardır. İlk olarak 1991 yılında kaplanmış braketler üretilmiştir. 1992 yılında ise Cooper tarafından kaplamalı braketlerin avantajları ortaya konulmuştur. Bunlar; braket tabanında daha düzenli kalınlıkta adeziv kullanılması, hasta başında geçen süresinin kısaltılması, braketleme sonrası diş yüzeyinin daha kolay temizlenmesi, daha kolay nem ve tükürük kontrolü sağlanması, daha iyi enfeksiyon kontrolüdür²⁴. Literatürde kaplamalı ve kaplamasız braketlerin yapışma dayanıklılığı açısından fark olduğunu söyleyen çalışmalar varken²⁵⁻²⁶⁻²⁷, herhangi bir fark olmadığını söyleyen çalışmalarda bulunmaktadır²⁸⁻²⁹.

Literatürde kaplamalı ve kaplamasız seramik ve metal braketler ile ilgili yapılmış çalışmalar varken, yeni braket ile ilgili yapılmış çalışmaya rastlanmamıştır. Bu nedenle çalışmamızda kaplamalı ve kaplamasız iki farklı taban özelliğine sahip polikristalin seramik braket kompozit yapışma dayanıklılığı açısından karşılaştırılacaktır. Bu iki grup çalışma grubunu oluştururken kontrol grubu olarak metal braket kullanılacaktır. Braketlerin kompozit yapışma dayanıklılığı hem grup içi hem de gruplar arası karşılaştırılacaktır. Bu bağlamda H0 hipotezimiz; grup içi ve gruplar arası kompozit yapışma dayanıklılığı açısından fark yoktur. H1 hipotezimiz ise grup içi ve gruplar arası kompozit yapışma dayanıklılığı açısından anlamlı fark vardır.

2. GENEL BİLGİLER

Ortodontinin ilk dönemlerinde braketler ve yapıştırıcılar henüz gelişmediğinden dişlere kuvvet uygulamak için ortodontik bantlar kullanılmaktaydı. İlk olarak 1907 yılında Angle edgewise tekniği için tüm dişlere altından bantlar uygulanmış, 1920 yılında ise bantlar çelikten üretilmeye başlanmıştır³⁰. Bantların hastaya uygulanırken seperasyon gerektirmesi, plak birikimine neden olarak çürüğe zemin hazırlaması, diş etine zarar vermesi, ciddi anlamda estetik sorunlara neden olması gibi sebepler aynı amaca hizmet edecek başka materyallerin arayışına neden olmuştur.

Teknolojinin ilerlemesi ile beraber ilk olarak Buonocore 1955 yılında mine yüzeyinin % 85'lik ortofosforik asitle 30 sn aşındırılması ile akrilik rezin tutunmasının arttığını göstermiştir². 1956 yılında ise Bowen, bisfenol A glisidil dimetakrilatı (bis GMA) tanıtmıştır^{31,32}. Bis GMA'nın içine inorganik doldurucular ekleyerek akrilik ve epoksi rezine göre daha iyi bağlanma sağladığını göstermiştir. Aynı zamanda rengi doğal diş rengine yakın olduğundan daha iyi estetik sonuçlar vermiştir. 1964 yılında ise Newman; asitleme ile epoksi rezini kullanarak plastik braketleri dişler üzerine yapıştırmayı denemiş³, braketlerin asitle pürüzlendirilmiş mine yüzeyine metilmetakrilat ile yapışabildiğini göstermiştir³³. Fakat yapıştırıcının çalışma süresinin kısa olması, yapıştırıcı sertleşene kadar braketin doğru konumunu kaybetmesi, özellikle köşeli tellere geçildiğinde braket kopmalarının artması gibi nedenler araştırmacıları yeni yapıştırıcılar bulmaya yönlendirmiştir³³.

Yetmişli yılların başlarında farklı direk ve indirekt yapıştırma sistemleriyle ilgili birçok çalışma yapılmıştır. İlk kez 1977'de büyük bir hasta grubu üzerinde tüm ortodontik tedavi süresini içeren, tedavi sonrası değerlendirmeler yayınlanmıştır^{32,34}. Bunun ardından çok büyük bir hızla yapıştırıcılar ve braketlerle ilgili teknik detaylarda gelişim başlamış, bu gelişmelerin ışığında yapıştırma daha kolay ve güvenilir hale gelmiştir. Yapıştırılan braketlerdeki kopma oranlarının gittikçe düşmesi yöntemin güvenilirliğini ve popülaritesini arttırmıştır.

Hem hasta konforu, hem çalışma rahatlığı, hem de estetik açıdan oldukça tatmin edici olan bu yeni sistemin kabul görmesi bu konu üzerine daha da yoğunlaşılmasını sağlamıştır. Estetik kaygılarında artmasıyla daha estetik materyallerden yapılmış

braketlerin üretiminden, lingual ortodonti denen ve dişlerin lingual tarafına yerleştirilen braketlere kadar birçok yenilik gündeme gelmiştir.

2.1.Braketlerin Diş Yüzeyine Yapıştırılması:

Braketlerin yapıştırılmasında hangi asit, yapıştırıcı ya da primer kullanılırsa kullanılsın temel kural hep aynıdır. Diş yüzeyinin temizlenmesi, asitlenmesi, primer uygulanması, kaplamasız braketlerde yapıştırıcının sürülmesidir.

2.1.1.Diş Yüzeyinin Temizlenmesi ve Tükürük Kontrolü

İyi bir ağız hijyeni ortodontik tedavi esnasında vazgeçilemez bir unsurdur. Bu yüzden tedavi öncesi diş yüzeylerinin temiz olması gerekmektedir. Diş yüzeyi pomza ve fırça yardımıyla temizlenerek tüm pelikül tabakası uzaklaştırılır. Pomzanın yıkanmasını takiben nem ve tükürük kontrolü sağlanmalıdır. Bu amaçla pamuk rulolar, tükürük emiciler, ekartörler hatta bazı durumlarda tükürük hızını azaltacak ajanlar kullanılmaktadır. Bu ajanlardan olan methantheline tabletlerinin tedaviden 15 dk önce alınması yeterlidir. Hangi yöntemin kullanılacağı hekime ve hastanın tükürük akışına bağlı olsa da en sık ekartörler ve pamuk rulolar kullanılır³².

2.1.2.Asit Uygulanması

Yapıştırıcının mine yüzeyine tutunması mekanik retansiyonla sağlanır. Mine yüzeyinin asitlenmesi ile mikroskobik poröziteler oluşarak yüzeyin ıslanabilirliği artar. Böylece yapıştırıcının mine yüzeyinde kayması kolaylaşarak daha fazla rezin tag penetrasyonu meydana gelir.

Nem kontrolü sonrası asitlenecek dişler iyice kurutulur ve % 37'lik fosforik asit diş yüzeyine sürülür. Minenin çözünürlüğü diştten dişe değişeceğinden ortalama asitleme süresi 15-30 sn olarak belirlenmiştir^{32,35,36}. Çeşitli çalışmalarda 15-30 sn arası asitleme süresinin yapışma dayanıklılığını etkilemediği gözlemlenmiştir^{37,38}. Bu sürenin altına düşüldüğünde ise yapışma dayanıklılığının azaldığı tespit edilmiştir^{38,39}. Olsen ve ark.yaptığı çalışmada % 37'lik fosforik asitle 5 sn asitlemenin başarılı bir yapışma için

yeterli olmadığı, diş yüzeyinin en az 15-30 sn asitlenmesi gerektiğini belirtmiştir⁴⁰. Yapılan çalışmalarda % 5'ten % 37'ye kadar değişen asit konsantrasyonunun yapışma dayanıklılığını etkilemediği belirlenmiştir^{41,42}. Süt dişlerinde asitleme öncesi aprizmatik yüzeyi uzaklaştırmak için 3sn 50 um'lik alüminyum oksit ile kumlama önerilmektedir⁴³⁻⁴⁴. Asitleme sonrası diş yüzeyleri yıkanır ve hava ile beyaz tebeşirimsi görüntü elde edene kadar kurutulur. Bu safhadan sonra diş yüzeyine tükürük ya da su değmemesi çok önemlidir. Eğer tükürük teması olmuşsa yüzey 10 sn daha asitlenir³². Kullanılacak asitin jel ya da solüsyon formunda olmasının etkinliği açısından fark olmadığı gösterilmiş ancak kolay olduğu için jel formu tercih edilmiştir^{32,44,45}.

Geleneksel olarak %37'lik ortofosforik asit konsantrasyonunun yeterli asitlemeyi, yeterli yapışma dayanıklılığını sağladığı, mine yüzeyinde meydana gelen değişimlerin geri dönüşümlü olduğu, asidin zararlı etkisinin olmadığı gösterilse de, mine yüzeyinden daha az kayıp olması için farklı tipte asitlerde üretilmiştir. 1990'lı yıllarda maleik asit tanıtılmıştır. Çalışmalarda %10'luk maleik asitin yapışma dayanıklılığına belirgin bir etkisinin olmadığı gözlenmiştir. Elektron mikroskopunda yapılan inceleme sonrası asitleme paterninin %37'lik fosforik asite morfolojik olarak benzediği bulunmuştur^{46,47,48}. Diğer bir asit tipi, Smith tarafından tanıtılan %10 ve 20'lik poliakrilik asittir⁴⁹. Kristal büyüme adı verilen bu teknikte, poliakrilik asit içindeki artık sülfat iyonlarına yüzeyi ile temas edince adesivin yapışmasını sağlayan beyaz kristalin kalsiyum sülfat oluşturur. Bu tekniğin avantajları: mine yüzeyinde hasar olmaması, tedavi sonunda minenindaha kolay temizlenmesi, floridan zengin mine yüzeyinde minimal kayıpolmasıdır. Smith yaptığı çalışmalarda yapışma dayanıklılığının fosforik asitle benzer olduğunu bulmuş^{50,51,52} olsa da diğer araştırmacılar geleneksel asitleme tekniğine göre yapışma dayanıklılığının daha az olduğunu belirlemişlerdir⁵³⁻⁵⁴. Bu durumun nedeni olarak Smith ile aynı formülde asit kullanılmadığı söylenebilir, Bishara yaptığı çalışmada poliakrilik asidin %37'lik fosforik asite göre yapışma dayanıklılığının daha az olduğunu göstermiştir⁵⁵.

2.1.3. Sealent Primer Uygulanması

Mine yüzeyi asitleme sonrası kuru ve tebeşirimsi bir görüntü aldıktan sonra ince bir tabaka halinde primer sürülür. Sürülen primer 1-2 sn hava su tabancası ile inceltir.

Tüm asitlenmiş yüzeyler primer ile kaplandıktan sonra braketler yapıştırıcı ile yapıştırılır. Primer uygulamasının gerekliliği ile ilgili çeşitli görüşler vardır. Bazı araştırmacılar primerin yeterli bağlanma direnci oluşturmak, bazıları mikrosızıntıyı engellemek, bazıları her iki nedenle kullanılması gerektiğini düşünürken, kimileri ise gerekli olmadığı görüşünü savunmuştur^{56,57,58}

Primerlerin çürük koruyucu etkisi tartışılrsa da; Ceen ve Gwinett ışıkla polimerize olan primerlerin, kimyasal olarak polimerize olanlara göre braket tabanı dışında kalan mine yüzeyini lezyonlara karşı koruma yönünden daha etkili olduğunu göstermiştir⁵⁹.

2.1.3.1. Neme Duyarlı Olmayan Primerler

Nem kontrolünün zor olduğu durumlarda yapışma başarısızlığını ortadan kaldırmak için geliştirilmiş hidrofilik primerlerdir. Yapılmış laboratuvar çalışmalarında tükürüğün yapışma dayanıklılığına olan etkisi çelişkili sonuçlar gösterse de^{60,61,62,63} ve yapışma dayanıklılığı nemli yüzeylerde, kuru yüzeylere göre azalmış olsa da, hidrofilik primerler nem kontrolünün zor olduğu alanlarda kullanılabilir. Bu bölgeler ikinci molarlar, kanama riski olan bölgeler, yarım sürmüş dişler ve gömülü kaninlerdir³². En iyi sonucu elde edebilmek için hidrofilik primerlerin kendi adezivi ile kullanılması önerilmektedir. Ayrıca bu primerler hafif nem karşısında polimerize olsalar da ciddi tükürük varlığında yeterli bağlanmayı sağlayamazlar. Yapılan laboratuvar çalışmasında nem varlığında olumlu sonuçlar bulunmuş olsa da⁶², yapılan klinik çalışmada geleneksel primerlere oranla yapışma dayanıklılığında 2 kat daha fazla başarısızlık meydana geldiği tespit edilmiştir⁶⁴.

2.1.3.2. Self Etch Primerler

Self etch primerlerde asit ve primer birleştirilerek, uygulama tek basamakta yapılmakta, yıkama ve kurutma işlemi gerekmemektedir. Bu durum hekime zaman kazandırmıştır. SEP hidroksiapatitteki kalsiyumu çözen metakrilat fosforik asit esterleridir. Uzaklaşan kalsiyum yeni bir bileşik oluşturarak primer polimerizasyonu esnasında bu ağa katılır.

Asitleme süreci 3 mekanizma ile durur. İlk mekanizma; monomere tutunan asit grubunun hidroksiapatitteki kalsiyumla bir kompleks oluşturarak nötralize edilmesidir. İkinci mekanizma; hava ile temas ettiği sürece primerden uzaklaşan bileşiğin asit grubunun mineye geçişini yavaşlatmasıdır. Son mekanizma ise primere ışık uygulanırken, primerdeki monomerin polimerize olup asit grubunun geçişinin durdurulması şeklindedir³². SEP sonrası mine yüzeyinde klasik bal peteği görünümündeki mikrotag ve makrotaglar yerine düzensiz bir hibrit yapı oluşur. SEP ile bağlanma şekli, geleneksel fosforik asitteki gibi mekanik bağlanmadan çok kimyasal bağlanma şeklindedir.

Yapılan bazı laboratuvar çalışmalarında geleneksel yöntemle aralarında bağlanma direnci arasında fark bulunamamışken^{65,66}, bazı çalışmalarda ise daha yüksek olduğu gözlenmiştir^{67,68}. Yapılan klinik çalışmada, SEP ile geleneksel yöntem arasında fark olmadığını söyleyen çalışma⁶⁹ varken, SEP'in başarısızlık oranını fazla bulan çalışmalar da vardır^{70,71}.

2.1.4.Yapıştırma

Primer uygulandıktan sonra braketin arkasına bir miktar yapıştırıcı sürülerek diş yüzeyine yapıştırılır. Önerilen prosedür braketin diş transferi, pozisyonlandırılması, uyumlama ve fazla yapıştırıcının uzaklaştırılmasıdır³².

Braket tutucu yardımıyla tutularak arkasına bir miktar yapıştırıcı konulur ve diş yüzeyine bastırılır. Ağız aynası yardımıyla meziodistal, oklüzogingival konumu ve uzun aksa göre angulasyonu belirlendikten sonra sond ya da küret yardımıyla tek noktadan braketle bastırılarak braketin diş yüzeyine sıkıca yapışması sağlanır. Braketin diş yüzeyine sınıksız teması ile yapışma dayanıklılığı artarken, fazla yapıştırıcı braket etrafına taşacağından dolayı yapıştırıcı sertleşmeden temizlenebilir. Braketin etrafındaki fazlalıklar sond ya da küret yardımıyla temizlenerek hem diş eti irritasyonu önlenir hem de diş yüzeyinde plak birikimi en aza indirilir³².

2.2.Yapıştırıcı Tipleri

Kompozit rezinlerin yapı taşı monomer denilen metilmetakrilat molekülleridir. Monomerlerin birbirine bağlanması ile polimerler meydana gelir. Oluşan polimerin molekül ağırlığı ne kadar fazla ise fiziksel özellikleri o kadar iyi kompozit meydana gelir⁷².

Kompozit rezinler üç kısımdan oluşur. Bunlar organik polimer matriks, inorganik doldurucu partiküller ve kaplayıcı ajanlardır. Bunların dışında kompozitin yumuşak formdan katı forma geçişini sağlayan başlatıcı ve aktive edici sistemler içerir.

Organik matriksaromatik ya da üretan diakrilat oligomerden oluşur. En yaygın kullanılan oligomerler dimetakrilat(Bis-GMA), üretan dimetakrilat(UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilattır(TEGDMA). Genelde viskositeyi azaltmak için Bis-GMA'ya TEGDMA eklenmektedir⁷³. Her iki oligomerde de reaktif karbon bağları vardır ve polimerize olabilirler. Bazı kompozitlerde ise hem Bis-GMA hem de UDMA kullanılmaktadır⁷⁴.

İnorganik doldurucu partiküller matriks içinde dağılmış güçlendirici parçacıklar olup; cam, quartz ya da silika gibi farklı moleküllerden oluşabilir. Doldurucu partiküllerin asıl amacı kompoziti güçlendirmek ve matriks materyalinin miktarını azaltmaktır. Ayrıca polimerizasyon büzülmesini azaltması, viskositeyi arttırarak çalışmayı kolaylaştırması ve su emilimini azaltması önemli yararlarıdır. Bu inorganik doldurucunun partikül büyüklüğü, şekli ve dağılımı kompozitlerin özelliğini belirler, sınıflandırılması da buna göre yapılır^{72,74}.

Kaplayıcı ajan olan organosilan(silan) oligomerle karıştırılmadan önce inorganik partiküllere üretici firma tarafından uygulanır. Silanın fonksiyonel grupları organik ve inorganik grup arasında bir bağ kurduğundan bağlayıcı ajan olarak adlandırılır⁷².

Kimyasal, ışıkla ya da her iki şekilde birden sertleşen kompozitlerin hepsinde başlatıcı ve hızlandırıcılar vardır. Işıkla sertleşenlerde mavi ışığı absorbe eden foto-başlatıcı vardır ve bu genelde kamforkinondur. Hızlandırıcı ise karbon bağları olan organik amindir. Kimyasal sertleşenlerde, organik aminleorganik peroksitin reaksiyonu başlatıcıdır⁷².

Bunlar dışında kompozitin içeriğinde durdurucular da vardır; bunlar rezinin raf ömrünü uzattığı gibi çalışma zamanını da yeterli hale getirmektedir. En yaygın kullanılanı bütiled hidroksitoluendir(BHT). Bunlar monomerin kendiliğinden

polimerizasyonunu önlemek ya da en aza indirmek amacıyla eklenmektedir. Durdurucuların serbest radikallerle reaksiyon kabiliyeti vardır. Örneğin kompozit oda ışığına maruz kaldığında, serbest radikaller monomerle reaksiyona girmeden durdurucuyla reaksiyona girerler. Böylece polimerizasyon başlamadan durdurulmuş olur. Durdurucular tükendiğinde polimerizasyon başlar^{72,74}.

2.2.1.Aktivasyon Tiplerine Göre Yapıştırıcılar

Yapıştırıcılar aktivasyon tiplerine göre üç farklı grupta incelenebilirler.

2.2.1.1.Kimyasal Sertleşen Yapıştırıcılar

Kimyasal aktivasyonla polimerizasyon süreci “soğuk sertleşme” ya da “kendiliğinden sertleşme” olarak da adlandırılır. Kimyasal sertleşen yapıştırıcılar(KSY) iki pasta sisteminden ya da bir primer ve bir pasta sisteminden oluşur. Birinde başlatıcı olarak benzoil peroksit(BP) vardır. Diğerinde ise aktivatör olarak aromatik üçüncül amin(N-dimetilipitoluidin) vardır. Bu iki pasta sistemi karıştırıldığında amin, BP ile serbest radikaller oluşturmak üzere reaksiyona girer ve polimerizasyon başlar. Bu yapıştırıcılar genelde özel şırınga ya da tüplerde muhafaza edilmektedir⁷⁵.

KSY’da asitlenmiş, kuru diş yüzeyine ve braket tabanına primer sürülür, yapıştırıcı pasta ise braket tabanına yerleştirilir. Sonra braket hafif bir kuvvetle dişe bastırılır. İki pasta sistemi kullanılıyorsa primer sisteminde olduğu gibi pastalardan biri asitlenmiş, kuru diş yüzeyine, diğeri braket tabanına sürülür ve aynı şekilde bastırılır. Yapıştırıcı pasta ile primerin ya da diğer pastanın teması polimerizasyonu başlatır³². Braket bastırıldıktan sonraki 30-60 sn içinde sertleşme olmaktadır. Ancak yapıştırıcı karıştırılırken karışımda hava kabarcığı kalma olasılığı yüksektir. Bu durum yapıyı güçsüzleştirdiği gibi içeride sıkışan oksijen de sertleşme sırasında polimerizasyonu engeller. Bu sistemlerde yapıştırıcı içinde ne kadar polimerize olmamış artık monomer kaldığı ve bunun toksisitesi ile ilgili kesin bilgiler bulunmamaktadır^{32,75}. Bu yapıştırıcılarla ilgili hem hastalarda hem de hekimlerde alerjik reaksiyonlar rapor edilmiştir. Bu yapıştırıcılarla ilgili bir diğer problem çalışma süresinin kısıtlı olmasıdır. İki

pasta birbiri ile karıştırıldıktan sonra sertleşme süreci başlar ve süre üzerinde artık kontrol şansı yoktur.

2.2.1.2. Işıklı Sertleşen Yapıştırıcılar (ISY)

Kimyasal sertleşen yapıştırıcılardaki zorlukların üstesinden gelebilmek için karıştırma gerektirmeyen bu sistemler geliştirilmiştir. Bunlar günümüzde en fazla kullanılan yapıştırıcılar olmuştur. İlk geliştirilen ISY'ler, serbest radikalleri oluşturabilmek için ultraviyole(UV) ışığından yararlanılacak şekilde üretilmiştir. Günümüzde UV sistemlerin yerine görülebilir mavi ışık kullanılan sistemler geliştirilmiştir. Bu yeni sistemle sertleşme derinliğinin artırılması, çalışma zamanının kontrol edilebilmesi, kimyasal olanlara oranla daha fazla tercih edilmelerini sağlamıştır. Çalışma zamanının uzunluğu ve ışık olmadan polimerizasyonun başlamaması braketin konumunda değişiklik yapabilmeye olanak tanımıştır. KSY'deki porozite riskinin olmaması ve oksijen inhibisyonuna duyarlı olmaması önemli avantajlarıdır. ISY'de sertleşme derinliği kompozitin içeriğine, kullanılan ışık kaynağına ve ışınlama süresine göre değişmektedir^{32,75}.

Bu yapıştırıcılarda serbest radikal başlatıcı sistemi olarak ışığa duyarlı yapı ve amin başlatıcı vardır. Bu iki komponent ışık görmediği sürece reaksiyona girmez. Yapıştırıcının yaklaşık 468 nm dalga boyundaki mavi ışığa maruz kalması ile ışığa duyarlı yapı uyarılır ve serbest radikalleri oluşturmak üzere aminle reaksiyona girer; böylece polimerizasyon başlamış olur. En sık kullanılan ışığa duyarlı yapı, 400-500 nm dalga boyundaki mavi ışığı absorbe edebilen kamforkinondur(CQ). Pasta içinde az miktarda(0,2 wt%) CQ ve amin olarak da yine az miktarda(0,15 wt%) dimetilaminoetil metakrilat (DMAEMA) yeterlidir^{74,75}.

Tek bir pastadan oluşmakta ve ışıktan korumak amacıyla opak plastikten yapılmış şırınga ya da kapsüllerde bulunmaktadır. Günümüzde metal ve seramik braketlerin tabanında hazır yapıştırıcı olanları üretilmiştir. Bunlar özel koruyucu kaplarda muhafaza edilmektedir. Yapıştırıcının braket tabanına eşit dağılmış olması, fazla artık yapıştırıcı kalmaması, çapraz enfeksiyon riskinin ortadan kalkması ve yeterli bağlanma dirençleri olması bu tip önceden yapıştırıcılı braketlerin avantajlarıdır³².

2.2.1.3.Hem Işık hem de Kimyasal Sertleşen yapıştırıcılar

Bu kompozitler hem kimyasal hızlandırıcılar hem de foto-başlatıcılar içerir, böylece polimerizasyon ışıkla başlayıp kimyasal olarak devam eder. İçeriğinde iki ayrı pasta vardır. Birinde BP, diğerinde aromatik üçüncül amin bulunmaktadır. Bu iki pasta karıştırılıp ışığa maruz bırakıldığında ışıkla sertleşen kısım amin - CQ kombinasyonu ile aktive olurken, kimyasal kısım ise amin - BP reaksiyonu ile sertleşmeye başlar⁷².

Işığın ulaşmasının zor olduğu bölgelerde kullanılması tercih edilen bir yapıştırıcı türüdür. Ortodonti pratiğinde çok fazla kullanım alanı yoktur.

2.2.2.İçeriğine Göre Yapıştırıcılar

2.2.2.1.Çinkofosfat Simanlar

Çinko oksit ile fosforik asitin reaksiyonu sonucu meydana gelmiştir. Fiziksel özellikleri güçlü olan çinko fosfat siman ağız ortamındaki sıvılardan etkilenmez. Asit baz reaksiyonunun optimum düzeyde olması ve ağız içi dokulara en az etki meydana gelebilmesi için simanın bileşimleri doğru bir şekilde karıştırılmalıdır. Toz ve likitin karıştırılmasında hassas davranılmalı ve karıştırma işlemi soğuk ortamda yapılmalıdır. Fiziksel özellikleri iyi olan bu siman mine yüzeyi ve metale yapışmadığı için ataçmanların dişe yapıştırılmasında kullanılamamaktadır^{76,77}.

2.2.2.2.Polikarboksilat Siman

Çinko oksit ile polikarboksilik asitin reaksiyonu sonucu meydana gelmiştir. Karboksil grupları polikarboksilik asit zincirinde sıralanarak mine ve dentindeki kalsiyumla şelasyon yapar. Karboksil grup şelasyonlarının ikili ve üçlü bağları, hem mine yüzeyi hem de metal yüzeyler ile kimyasal bağlantı sağlar. Çinko oksit ile polikarboksilik asitin reaksiyonu sırasında ağız dokularına etkisi çok az olduğundan doku dostu bir simandır. Polikarboksilat siman hem metale hem mine yüzeyine bağlansa da yüksek oranda çözünürlüğü ve kırılma direncinin düşük olması ortodonti pratiğinde kullanımını sınırlandırmıştır^{76,78}.

2.2.2.3.Cam İyonmer Simanlar

İlk olarak 1972 yılında kullanılmaya başlanmıştır³². Mine dentin ve bazı metallere kimyasal bağlanabilmesi, flor salınımı ile çürük önleyici etkisi olmasından dolayı restoratif materyal olarak kullanılmıştır³².Cam tozları ve karboksil asit iyonmerlerinden oluşur. Karboksil asit, mine dentin ve metalle şelasyon yaparak kimyasal bağlanmayı sağlar. Cis içinde kalsiyum, stransiyum ve diğer iyonların hareketini destekleyici hidrojel içerir. Hidrojel, sertleşme tamamlandıktan sonra hem siman içinde hem de simanla çevresi arasında iyon alışverişinin gerçekleşmesini sağlar. Bu sayede topikal uygulamalarla alınan flor geri salınarak çürük önleyici etki meydana gelir⁷⁶.

Cis sertleşmesi asit baz reaksiyonu ile meydana gelir ve yaklaşık 24 saat sürer.Cis'in karıştırılması hassas teknik gerektirir, çünkü içeriğindeki hidrojeller kuru ortamda kırıılır. Toz likit oranındaki değişiklikler bağlanma dayanımlarını değiştirir, oran arttıkça bağlanma direnci artar^{76,79}. Düşük bağlanma dirençleri ortodontideki kullanımını bant simantasyonuyla sınırlandırmış olsa da klinikte braket yapıştırmada da kullanıldığı rapor edilmiştir^{73,76,80}. Fakat braket yapıştırmada fiziksel özelliklerinin yetersiz olduğu görüşü kabul edilmiştir.Mine yüzeyinde demineralizasyonu engellemesi, flor salınımı ile çürük riskini azaltma özelliği, polikarboksilat ve çinkofosfat simandan daha güçlü olmaları, metale ve mine yüzeyine kimyasal olarak tutunabilmeleri böylece bandın retansiyonunu arttırmaları nedeniyle ortodontik amaçlı kullanımda en çok tercih edilen yapıştırıcı olmuştur³².

2.2.2.4.Rezin Modifiye Cam İyonmer Simanlar

Rezin modifiye cam iyonmer simanın gelişmesiyle ortodonti alanında cam iyonmer simanın kullanımı artmıştır. Cis'e %10 ile %20 oranında rezin eklenerek, simanın sertleşmesi başlangıçta ışıkla yada kimyasal aktivatörlerin monomeri polimerize etmesi ile başlar. Bu simanlar, Cis'e göre hem daha iyi fiziksel özellik gösterir hem de daha stabil hidrojel içerir. Polialkenoikasit solüsyonuna sınırlı bir miktar rezin eklenmiş olsada, monomerin polimerizasyonu, asit baz reaksiyonunu, flor salınımını ve karboksil gruplarının diş ve metale şelasyonunu önlemeden, RMCİS'in sertleşmesini hızlandırır⁸¹. Kimyasal bağlanmanın dışında rezin, yüzeydeki

düzensizliklere penetre olarak mekanik bağlanmayı da sağlar. Bağlanma dirençleri ve kopma dirençleri geleneksel CİS'lerden daha yüksektir. Bu durum, elastiklik modüllerinin düşük olmasına ve kırılmadan önce plastik deformasyona uğrayabilmesine bağlanmaktadır. Sertliği, flor salınımı ve çürük oluşumunu engelleme özellikleri açısından CİS'lerle arasında fark yoktur. Ve yine CİS'lerden farksız olarak nem varlığında kimyasal olarak bağlanabilirler. RMCİS'lerde, CİS'lerdeki yavaş polimerizasyon dezavantajının da önüne geçilmiştir⁷⁶.

Yapılan ilk laboratuvar çalışmalarından RMCİS'nin kompozit rezinlere oranla yapışma dayanıklılığının daha az olduğu bulunmuş olsa da^{82,83} daha sonraki çalışmalarda herhangi bir fark bulunamamıştır^{84,85}. Yapılmış klinik çalışmada ise braket kopma oranları değerlendirildiğinde kompozit rezinle aralarında bir fark bulunamamıştır⁸².

2.2.2.5.Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler

Literatürde kompomer olarak bilinen bu rezinler CİS'lerdeki flor salınımı ve karboksil şelasyonu gibi özellikleri kompozit rezinlere kazandırmak amacıyla üretilmiştir. Kompomerler; tek aluminosilika cam partikülleri konulmuş olan rezin matriks kompozitlerdir. Alkalın cam ve asidik karboksil componentler aynı yerde olsa da, karışımında su olmadığından asit baz reaksiyonu olmaz. Kompomer ışıqla aktive olduktan sonra su kompomerce emilir ve gecikmiş asit-baz reaksiyonu başlar. Böylece flor ve diğer remineralizasyon iyonlarının alimünosilikadan salınımı sağlanır. Bu asit-baz reaksiyonu, fazla güçlü olmadığından kompomerin fiziksel özelliklerini çok fazla geliştirmez⁸⁶. Hidrojellerin olmayışı iyon alışverişini kısıtlamaktadır. Yinede su emme ve verme dinamiklerine bağlı olarak kompomerlerin tekrar flor alımından bahsedilmektedir. Kompomerler kullanılmadan önce asitleme ve diğer yüzey işlemleri gerekli olmakla beraber yapıştırılacak yüzey mutlaka kuru olmalıdır⁸⁷. Mine, dentin ve metalde pozitif iyonlu karboksil şelasyonu kompomerlerde olmamaktadır. Polimerizasyonu ile kazanılan fiziksel özellikleri ve erken dönem sertleşme dirençleri RMCİS'lere göre daha iyidir ancak rezin adezivlerden daha düşüktür⁸⁸.

2.2.2.6.Ormocer

Geleneksel kompozitlerin sitotoksik etkisini elimine edebilmek için üretilmiş inorganik dolduruculara ilaveten inorganik-organik kopolimer içeren 3 boyutlu çapraz bağlı kopolimerlerdir. Polimerizasyonları sırasında artık monomer bırakmazlar. Isısal genleşme katsayısı diş dokusuna yakın olduğundan geleneksel kompozitlerin polimerizasyon esnasında meydana gelen büzülmeyle ortadan kalkmıştır⁸⁹.

Yapılmış çalışmada ormocerlerin geleneksel kompozite göre benzer olduğu bulunmuş olsada braketin diş yüzeyinde kalmasını sağlayacak akıcılıkta değildir⁹⁰.

2.2.2.7.Nano Kompozitler

Daha ideal restoratif materyal bulmak için üretilmiş düz içsel yapıya sahip ve doldurucu partikülleri 0.0005-0.01 um arasında değişen yeni kompozit materyallerdir.

Geraldeli ve ark.nano kompozitlerin mine ve dentin yüzeyinde akıcılığının fazla olduğunu belirlemişlerdir⁹¹. Bishara ve ark.iseyaptığı çalışmada geleneksel kompozit ile aralarında braket yapışma dayanıklılığı açısından fark bulamamışken, braketin yapıştırılması esnasında manipulasyonunun zor olduğunu belirtmişlerdir⁹².

2.3.Braketler

2.3.1.Kaplamalı Braketler

Önceden yapıştırıcı ile kaplanmış braketler 1991 yılında braketlerin yapıştırılması esnasındaki aşamaları azaltmak amacıyla üretilmiştir.(3M Unitek) Kaplamalı braketlerde kullanılan yapıştırıcı Transbond XT'nin bir türevidir. İçerdiği içerik miktarı bakımından ayrılır.Transbond XT %14 BisGma, %9 BisEma, %77 doldurucu içerirken bu oran kaplamalı braket tabanındaki yapıştırıcıda % 12- %8-%80'dir. Yapıştırıcının içeriğinin oranlarının değişmesi, viskozitesinin artmasına ve braketin daha hızlı bir şekilde diş yüzeyine yapışmasını sağlamıştır.1992 yılında Cooper bu braketlerin avantajlarını ortaya koymuştur⁹³.

Avantajları :

1)Braket tabanındaki yapıştırıcının üretici firma tarafından uygulandığı için nicelik ve nitelik bakımından daha uygun olması.

2)Bonding aşaması daha hızlı olacağı için hasta başında geçirilen sürenin kısılması.

3)Yapıştırma sonrası, braket etrafında yapıştırıcı minimum olduğu için diş yüzeyinin daha kolay temizlenmesi.

4) Yapıştırıcıya gerek olmadığı için kullanılan materyalin azaltılması.

5)Braketler tek tek paketli olduğu için daha steril olması.

6) Braketler tek tek paketli olduğu için sayının bilinmesi.

Yapılmış laboratuvar ve klinik çalışmalarında kaplamalı braketlerle kaplamasız braketler kıyaslandığında farklı sonuçlar ortaya çıkmıştır.

Bishara ve ark.yaptıkları çalışmada, kaplamalı ve kaplamasız metal ve seramik braketlerin kompozit yapışma dayanıklılığını kıyaslamıştır. Bu amaçla 22 adet kaplamalı metal braket(victory), 21 adet kaplamasız metal braket(victory), 21 adet kaplamalı seramik braket (transcend), 21 adet kaplamasız seramik braket(transcend) kullanmışlardır. Seramik braketler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yokken, kaplamalı metal braketlerin kompozit yapışma dayanıklılığının daha düşük olduğu tespit edilmiştir⁹⁴. Yine Bishara ve ark.yaptıkları başka bir laboratuvar çalışmasında, 60 adet kaplamalı ve kaplamasız metal braketin kompozit yapışma dayanıklılığını değerlendirmiştir. Bu çalışmada kaplamalı braketlerin altındaki yapıştırıcının iki farklı formu kullanılmıştır. Yapıştırıcıların bir kısmı %80 doldurucu içerirken, bir kısmında ise doldurucu oranı azaltılarak viskozitenin azaltılması amaçlanmıştır. Braketler dişlere yapıştırıldıktan yarım saat sonra kopartılıp, yapışma dayanıklılığı değerlendirildiğinde aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını belirlenmiştir⁹⁵.

Suna ve ark.ise yaptıkları laboratuvar çalışmasında,10'ar dişlik gruplar oluşturarak iki farklı yapıştırıcı kullanmış, kaplamalı ve kaplamasız braketlerin kompozit yapışma dayanıklılığını karşılaştırmışlardır. Her ne kadar kaplamasız metal braketlerin yapışma dayanıklılığı düşük çıkmış olsada bu durumun kaplamalı braketleri daha uzun süre ışınlamalarına bağlı olduğunu belirlemişlerdir⁹⁶. Nitekim yaptıkları klinik çalışmada her iki braket açısından fark olmadığını gözlemlenmiştir⁹⁷.

Verstrynge ve ark.ise10'ar hasta üzerinde yaptıkları klinik çalışmada kaplamalı ve kaplamsız seramik braketleri(clartiy) karşılaştırmışlardır. Tedavi süresi boyunca kopan braket sayısı değerlendirildiğinde herhangi bir fark bulunamamıştır⁹⁸.

Sfondrini ve ark.ise yaptıkları laboratuvar çalışmasında, 60 dişi dörtlü gruplara ayırmış her bir gruptaki 15 dişi kaplamalı ve kaplamsız metal braket ile yapıştırmış,geleneksel halojen ve mikro zenon olmak üzere 2 farklı ışık kaynağı kullanmıştır.Sadece geleneksel halojen kullanılan grupta kaplamsız braketlerin kompozit yapışma dayanıklılığının daha yüksek olduğu bulunmuştur⁹⁹.

Hiranive ark. 2 farklı primer kullanarak kaplamalı ve kaplamsız braketlerin yapışma dayanıklılığını değerlendirdiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır¹⁰⁰.

Cal-Neto ve ark.yaptıkları çalışmada 2 farklı primer kullanarak braketlerin yapışma dayanıklılığını karşılaştırmışlardır. Braketler yapıştırılıp 30 gün boyunca ağız ortamında tutulduktan sonra dişler çekilmiş ve braketler laboratuvar şartlarında kopartılmıştır. Kaplamalı braketlerin yapışma dayanıklılığı daha düşük çıkarken her iki braket için alınan sonuçların klinik için yeterli olduğu gözlenmiştir¹⁰¹.

Vicente ve ark.self etch primer kullanarak yaptıkları çalışmada; kaplamalı ve kaplamsız metal braketler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır¹⁰².

Hassan ve ark. 22 hastada, 218 diş üzerinde yaptıkları klinik çalışmada iki farklı primer kullanmışlardır. Kaplamalı ve kaplamsız braketlerin yapışma dayanıklılığı arasında herhangi bir fark meydana gelmezken; her iki braket grubunda da anterior dişlerde ki yapışma dayanıklılığı, posterior dişlere göre yüksek çıkmıştır¹⁰³.

Wong ve ark. kaplamalı ve kaplamsız braketlerin klinikte yapıştırılmaları esnasında süre farkı olup olmadığını değerlendirdikleri çalışmada braketler yapıştırıldıktan sonra altı ay boyunca takip edilmiştir. Hem braketlerin düşme oranı açısından hem de hasta başında geçirilen süre bakımından herhangi bir fark olmadığı tespit edilmiştir¹⁰⁴.

Kula ve ark. ise yaptıkları klinik çalışmada istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamazken¹⁰⁵, Oliver ve ark.iseyaptıkları klinik çalışmada kaplamalı braketlerin kopma oranının daha yüksek olduğunu tespit etmişlerdir¹⁰⁶.

2.3.2. Braket Tipleri

2.3.2.1. Plastik Braketler:

Plastik braketler estetik kaygılara çözüm bulmak için 1970'li yıllarda metal braketlere alternatif olarak üretilen akrilik veya polikarbonat braketlerdir³². Polikarbonattan üretilmiş bu braketler distorsiyon ve kırılmaya karşı dirençsizdir. Özellikle braket kanatlarında kırılma ve daimi deformasyonların olması yapıştırma işlemini zor hale getirmiştir¹⁰⁷. Polikarbonattan üretilmiş bu braketlerde tork kuvveti arttıkça, braket slotlarında daimi deformasyon gözlenmiştir¹⁰⁸. Ayrıca su emmeleri, renklenmeleri, yapıştırılabilimleri için özel yapıştırıcı gereksinimi en büyük dezavantajlarından¹⁰⁹. İlk üretilen plastik braketler kimyasal olarak tutunurlar, akrilik yapıştırıcılarla yapıştırılabilirler. Daha sonra diakrilatlar ile birlikte kullanılabilmesi için özel primerler üretilmiştir. Plastik braketin tabanına metil metakrilat gibi bir primer uygulanarak şişmesi ve yapıştırıcının tutunması sağlanır¹¹⁰.

Bu braketleri daha dayanıklı hale getirebilmek için içine seramik veya fibercam doldurucular eklenmiş ve slotları metal ile güçlendirilmiştir. Metal slotlu braketlerde daha az deformasyon gözlenirse, tork kuvvetlerine daha dayanıklı olsada renklenme en büyük dezavantajlarıdır. Bu nedenle bu braketler ancak minimum kuvvet gerektiren, kısa süreli tedavilerde kullanılabilir¹¹¹.

2.3.2.2. Metal Braketler

Ortodonti alanında çok sık kullanılan metal braketler 1967'de üretilmeye başlanmıştır¹¹². Metal braketler büyük oranda austenitik tipte paslanmaz çelikten üretilirler. %18 civarında krom ve % 8 oranında nikel içerirler^{75,113}. Daha sonraları ise korozyonu azaltmak ve fiziksel özelliklerini geliştirmek için martensitik fazda çelik kullanılmıştır. Sık rastlanan nikel alerjisi nedeniyle nikelsiz, krom kobalt alaşımından yapılmış braketler üretilmiştir³².

Metal braketlerde tutuculuk mekanik olarak sağlanır. Mekanik tutuculukta etkili olan braketin tabanıdır. İki farklı taban şekli vardır. Birinci tip lehimlenmiş tabandır. Taban braketle sonradan lehimlenmiştir. Bu gruptakiler perfore taban, mesh foil ve photoetch taban olarak adlandırılır. İkinci tipte ise braket bütün olarak üretilmiştir. Bu tipteki tabanlar tutucu oluklu, oluklu, ağ örgülü yada ızgara şeklinde tabandır¹¹².

Braketin taban alanı genelde yapışma dayanıklılığını etkilemez. Bu nedenle diş eti irritasyonunun önlenmesi açısından küçük tabanlı braketler kullanılmalıdır³². Taban diş eti konturunu takip etmeli, braket çevresinde demineralizasyon alanı oluşturmamak için kanatlardan küçük olmalıdır^{32,114}.

Metal braketlerde görülen büyük bir sorun korozyondur. Korozyona bağlı braket etrafında yeşil ve siyah lekelenmeler görülebilir¹¹⁵. Braketin yapısında kullanılan alaşımın tipine bağlı olarak braketin iyi yapıştırılmamış bölgelerinde yarık korozyonu görülebilir. Bununla beraber galvanik akım, braket taban tipi, ağız ortamı ve metal braketlerin termal siklusuna bağlı korozyon oluşabilir¹¹⁵. Paslanmaz çelik braketlerdeki korozyon endişesi nedeni ile daha uyumlu ve korozyona dirençli titanyum braketlere karşı ilgi başlamıştır³².

2.3.2.3.Seramik Braketler

Ortodontik tedavi gören erişkin sayısındaki artış ve erişkin hastalar için sadece tedavi değil tedavi boyunca estetik bir gülüş sağlamak amacıyla yeni estetik braketler üretilmiştir. Başta plastik braketler üretilmiş olsada çabuk renklenmeleri, su emmeleri, braket oluklarının çabuk aşınması nedeniyle çok fazla kullanım alanı bulunamamıştır. Bunun üzerine seramik braketler üretilmeye başlanmıştır.

İlk olarak 1980'li yıllarda birinci jenerasyon seramik braketler üretilmiştir. Tabanları silan kaplı olan bu braketler kimyasal bağlanma özelliğine sahiptir. Kimyasal bağlanan bu braketlerin bağlanma direnci çok yüksek olduğundan, kopmalar mine ile adeziv arasında meydana gelmiş ve mine kırıklarına neden olmuştur^{10,11,12}. Bu dezavantajı 1991'de ortadan kaldırmak için fiziksel özellikleri geliştirilen ikinci jenerasyon braketler ortaya çıkmıştır. Mekanik tutuculuğa sahip bu braketlerde mine kırığı daha az görülmekle beraber yapışma dayanıklılığının yeterli olduğu rapor edilmiştir. Fakat bu braketlerin çıkartılması için özel aletler gerekmiş ve braket kanatlarında kırılmalar gözlenmiştir^{22,23}. Üçüncü jenerasyon braketler ise 1997 yılında üretilmiş mekanik tutuculu braketlerdir. Bu braketler braketin dışten kolay ayrılmasını sağlayan vertikal oluklarla sahiptir. Bu oluklar yardımıyla braket kendi içinde kırılarak kolayca dışten ayrılır. Bu braketlerin bir diğer avantajı da özel bir çıkarma pensi gerektirmemesidir¹¹.

2.3.2.3.1.Seramik Braketlerin Üretim Şekilleri

Seramik farklı birçok bileşeni içersede seramik braketlerin ana maddesi alüminyum oksitir fakat üretimlerindeki farklılıklara göre ikiye ayrılırlar¹¹.

2.3.2.3.1.1. Polikristal Seramik Braketler

Aliminyum oksit partiküllerinin füzyonu veya sinterlenmesi ile meydana gelir. Öncelikle seramik partikülleri karıştırılır, bu karışım braket oluşturacak şekilde kalıplanırdaha sonra bu kalıp alüminyum oksit partiküllerin erimeden füzyonu olacak şekilde ateşe tutulur. Bu olaya sinterleme denir.

Sinterleme ucuz olduğu için en popüler üretim olsada yapısal düzensizlikler gözlenir. Bu düzensizlikler %0.001'in altında bile olsa braketten kırılma meydana gelebilir. Braketin içindeki yapısal düzensizlik ışığı yansıtarak braketin daha optik görünmesine neden olur. Daha estetik görüntü sağlamak için üretim aşamasında yapısal düzensizlikler en düşük düzeyde olmalıdır^{11,32}.

2.3.2.3.1.2. Monokristal Seramik Braketler

Monokristal seramik braketlerde alüminyum oksitten üretilir. Burada fark, oksit partikülleri önce eritilir sonra yavaşça soğutularak kristalizasyon sağlanır daha sonra da bu kalıptan braket şekillendirilir¹¹. Bu üretim tekniği, strese bağlı oluşabilecek düzensizlikleri minimuma indirir fakat seramik materyalinin sertliğine bağlı olarak bu üretim tekniği daha zor ve pahalıdır.Yapısal dayanıklılık seramiğin yüzeyine bağlı olduğu için monokristal braketler polikristal braketlere göre daha güçlüdür. Ancak kırılma dayanıklılığı daha düşüktür.Monokristal braketin farkı, daha düzenli yapısı olduğu için daha şeffaf olmasıdır¹¹. Birbirlerine göre avantaj ve dezavantajları olsada her iki braket tipide, klinik kullanımda kırılmaya ve renklenmeye karşı dirençlidir.

Seramik braketlerde kırılmadan önceki uzama %1'ken bu paslanmaz çelik braketlerde yaklaşık %20'dir. Bu durum seramik braketleri daha kırılğan yapar.

2.3.2.3.2. Taban Özellikleri ve Retansiyon Mekanizması

Seramik braketlerin üretildiği alüminyum oksit tepkimeye girmeyen bir materyalidir, bu nedenle kimyasal olarak herhangi bir bonding ajanına direk bağlanamaz. Bu nedenle seramik braketlerin yapıştırılabilmesi için 2 farklı mekanizma geliştirilmiştir¹¹.

Bunlardan birincisi, kimyasal tutuculuktur. Bu sistemde braket tabanına bir ara yüzey oluşturmak amacıyla silan bağlayıcı ajan uygulanır. Böylece braket ile adhesiv arasında kimyasal bağlanma sağlanır. Bu braketler birinci jenerasyon braketler olarak adlandırılır^{11,19,20}.

İkincisi ise, metal braketlerde olduğu gibi braket tabanına çukur ve yarıklar açarak mekanik tutuculuk sağlamaktır. Bu sistemde braket ile adesiv arasında mikromekanik kilitlenme sağlanır. Bu braketler ikinci jenerasyon braketler olarak adlandırılır^{11,22}. Diğer bir sistem ise her iki bağlanma şeklinin birlikte olduğu sistemdir.

Yapılan bir çok çalışma kimyasal tutunan seramik braketlerin yapışma dayanıklılığının geleneksel metal braketlere göre daha fazla olduğunu göstermiştir^{116,117}. Artan yapışma dayanıklılığı kopmanın güvenli olan braket ile yapıştırıcı arasında değil, mine ile yapıştırıcı arasında olmasına sebep olmuştur. Mine ile yapıştırıcı arasında oluşan koparma kuvveti ise mine kırıklarına yol açmıştır^{118,119,120}. Bu nedenle braket tabanına yarık ve çukurlar açarak, mekanik tutuculuk hedeflenmiş hatta Guess çalışmasında mekanik tutuculuğun yeterli yapışma dayanıklılığını sağladığını göstermiş ve silan bağlayıcı ajana ihtiyaç olmadığını savunmuştur¹²¹.

Seramik braketlerin çıkartılması sırasında yüksek yapışma dayanıklılığından dolayı bir çok sorun meydana gelmiştir. Bazı üretici firmalar yapışma dayanıklılığını azaltmak için, tabana açılan oluklara silan uygulamışlardır. Her iki yöntemin birlikte kullanılmasının yapışma dayanıklılığını arttırdığını gösteren çalışma varken¹²² bazı çalışmalar ise arttırmadığını savunmuştur^{117,123}. Yine yapılan çalışmalarda, sadece kimyasal tutuculu braketlere göre yapışma dayanıklılığının azaldığı tespit edilmiştir^{117,123,124}.

2.3.2.3.3.Seramik Braketlerin Çıkartılması

Seramik materyalinin kırılğan olması nedeniyle, braketlerin çıkartılması esnasında mine kırıklarına yol açmamak için üretici firmalar, araştırmacılar, klinisyenler çeşitli yöntemler geliştirmiştir. Mekanik, ultrasonik, elektrotermal, laser braketlerin çıkartılmasında kullanılan çıkarma yöntemlerdir.

2.3.2.3.3.1.Mekanik Çıkarma

Seramik braketlerin özellikleri metal braketlerden farklı olduğu için metal braketler için geliştirilen teknikler yeterli olmamaktadır.Özellikle mine kırık ve çatlaklarıyla, braket kırıkları meydana gelmiştir¹¹. En başta seramik braketler için özel aygıtlar üretilmediğinden dolayı kullanılan aletler ağır sıyırma ve torsiyon kuvvetleri uygulamıştır. Bu yöntemde braketler kırılmış, dişe aşırı kuvvet uygulanmış,mine yüzeyinde çatlaklar oluşmuştur.Bunun üzerine firmalar özel çıkarma pensleri üretmiştir. Bu pensler ya braketin iki tarafından kuvvet uygulayarak, braket adesiv ara yüzeyinde kopma sağlar yada adesiv içinde stres oluşturarak,kompozit rezin içinde kırılma sağlar. Yapılan çalışmada dar kenarlı penslerin geniş kenarlı penslere göre daha az stres meydana getirdiği, yani dişe daha az çıkarma kuvveti uyguladığı gözlemlenmiştir¹²⁵.

Yapılan çalışmalarda,aynı adesivin farklı formları kullanıldığında dişte meydana gelen hasar farklı olmuştur. Kaplamalı braketlerin yapıştırıldığı dişlerde, aynı adesivin kullanıldığı kaplamasız braketlerin uygulandığı dişlere göre daha fazla çatlak gözlemlenmiştir. Bu durumun nedeni, kaplamalı braket tabanındaki adesivin daha yoğun ve homojen olması nedeniyle yapışma dayanıklılığının daha fazla olmasıdır. Yani yapışma dayanıklılığı arttıkça minede çatlak riski artar¹²⁶.

Yapılmış laboratuvar çalışmalarında geleneksel mekanik çıkarma yöntemlerinin etkili olduğu saptanmıştır. Bununla beraber eğer dişte gelişimsel bir defekt, önceden var olan mine kırığı veya geniş restorasyon varsa, bu dişlerin kırılma olasılığı çok yüksek olduğundan seramik braket tercih edilmemesi önerilir.Braketlerin çıkartılması esnasında uygulanan kuvvet hastaya rahatsızlık verir. Uygulanacak kuvvet dişlerin en mobil ve hassas olduğu aktif tedavi fazından sonra uygulandığı için hastanın ağrısını en aza indirmek için dişler mümkün olduğunca korunmalıdır. Dişler parmaklar ile desteklenmeli veya hasta bir pamuk ruloyu ısırmalıdır. Braketlerin yapıştırılması

esnasında fazla yapıştırıcı düzgün temizlenirse, çıkartma pensi braket kenarlarına çok iyi adapte olacağından kuvvet braketin en güçlü bölgesi olan braket tabanına iletilir³².

Seramik braketlerin çıkartılması esnasında braket kırığına çok sık rastlanır. Kırılan parçalar oral mukozayı yada hekimi rahatsız edebilir, hasta kırık parçayı yutabilir. Bu nedenle mümkünse hastanın ağzı kapalı ve ağzın iç kısmını pamuk rulo ile kaplayarak braketler çıkartılmalıdır. Hekim kendini korumak için koruyucu gözlük kullanmalıdır. Bazı penslerde bulunan özel uçları sayesinde parçacığın etrafa saçılması engellenir. Çıkarma pensleri sert seramik materyali ile temas ettikçe keskinliğini kaybedeceğinden dolayı braket çıkartmak zorlaşır bu nedenle ortalama 50 braketin çıkartılması işleminden sonra uçlar değiştirilmeli, eğer değişmeyen uca sahipse pensin uçları keskinleştirilmelidir^{11,32}.

2.3.2.3.3.2.Ultrasonik Çıkarma

Ultrasonik çıkarma için özel dizayn edilmiş uçlar, braket yapıştırıcı ara yüzeyine yerleştirilerek mine yüzeyi ile braket tabanı arasındaki yapıştırıcının aşındırılmasını sağlarlar. Ultrasonik çıkarma için gerekli olan kuvvet geleneksel yöntemlere göre çok daha azdır. Bu tekniğin en büyük dezavantajı braket çıkarma süresinin geleneksel yöntemle göre uzun olmasıdır. Geleneksel yöntemde bir braketin çıkartılması 1-5 sn iken bu teknikte 30-60 sn bulunmaktadır. Ayrıca pahalı olan özel uçların kolay aşınmaları, kullanım sırasında yumuşak metal uçların seramik yüzey üzerine doğru kaymasına neden olmaktadır. Aşındırma esnasında oluşan ısı pulpaya zarar verebileceği için su ile soğutmak gerekir. Bu dezavantajlarından dolayı klinik kullanımı önerilen bir yöntemdeğildir^{10,11}.

2.3.2.3.3.3.Elektrotermal Çıkarma

Bu aygıtlar şarj edilebilir kablolu cihazlardır. Braketle temas ettiğinde ısıyı braketle ileterek yapıştırıcının erimesini sağlayarak braket tabanı ile yapıştırıcı arasında bir kopma sağlarlar. Hızlı ve etkili bir yöntemdir. En büyük dezavantajı ise ucunun aşırı ısınması nedeni ile pulpaya zarar verme ve mukozayı yakma olasılığıdır. Uygulama süresinin kısa olması bu zararları minimuma indirir^{10,11}.

2.3.2.3.3.4.Laserle Çıkarma

Seramik braketlerin CO2 VEYA YAG lazerle çıkartılması esnasında brakete tork kuvveti de uygulanır. Uygulanma tekniği, elektrotermal yaklaşımdaki gibi yapıştırıcının ısıtılarak eritilmesi ve uygulanan kuvvetin azaltılması sağlanmaktadır. Monokristalin braketler için gerekli süre polikristal braketlerin yarısı kadardır. Lazer uygulandıktan sonra geçen süre, çıkarma kuvvetini arttırdığı için braketlere tek tek uygulanmalı sonra hemen çıkartılmalıdır. Bu yöntemin en büyük dezavantajı, pulpa üzerinde termal enerji oluşturması ve pahalı olmasıdır^{10,11}.

2.4.Işık Kaynakları

2.4.1.Geleneksel ve Hızlı Halojen Işık Kaynakları

Ortodontide geleneksel ışık kaynağı olarak tungsten quartz halojen kullanılmaktadır. Halojen geniş spektrumlu lamba,bir çok filtre, reflektör, fan, güç kaynağı ve ışık yönlendiriciden oluşur. Halojenlerin ışık yoğunluğu 400-900 mw/cm²'dir^{127,128}.Işıkla sertleşen yapıştırıcıların hepsinde sertleşme süreci fotoaktivatör materyal olduğunda başlar.Bir çok ışıkla sertleşen sistem foto aktivatör olarak470 nm dalga boyunda mavi ışık dışında aktive olmayan kamforkinonu kullanır³².

Bu sistemlerde ısı açığa çıkacağından kullanılan ampül çok sıcak olur. Bu nedenle soğutma için fan gerekir. Bu ısı üretiminde dolayı güçlerinin % 70'ini kaybederler ve tükettikleri enerjinin % 1'indendaha az ışık üretirler. Lambanın ısınmasıyla ışık filtresi çabuk bozulacağı için ömürleri 100 saat ile sınırlıdır. Bu ışık kaynaklarında en iyi şekilde faydalanabilmek için materyale yakın tutulmalıdır³².

Ortodontik kompoziti 20 saniye, cam iyonomer simanı 40 saniyede sertleştirdiği için çalışma süresini çok uzatmaktadır. Bu nedenle ışığı daha küçük bölgeye odaklayan yüksek performanslı lambalar, hızlı halojenler üretilerek çalışma süresi yarıya inmiştir³². Ancak ısı ve filtre sistemi ile ilgili problemler bu ışık kaynaklarının fazla tercih edilmemesine neden olmuştur.

2.4.2.Argon Lazerler

1980' li yılların sonlarına doğru üretilen argon lazerler polimerizasyon süresini kısaltmak için geliştirilmişlerdir. Ortalama 480 nm dalga boyunda ışık üretmekle beraber ışık yoğunlukları çok fazladır. Ayrıca ışık demeti paralel olduğundan her

mesafede sabit yoğunlukta ışık olması sağlanır. Bu ışık kaynağının önemli bir özelliği laser uygulanmış mine yüzeyinin dekalsifikasyonlara dirençli hale gelmesidir. Yapılan çalışmalar, braket etrafındaki demineralizasyonu azalttığı yönündedir¹²⁹. Argon laserlerle polimerizasyon süresi doldurucusuz yapıştırıcılar için 5 sn, dolduruculu yapıştırıcılar için 10 sn olmasına rağmen fiyatının pahalı olması ve taşınmasının zor olması nedeniyle ortodonti pratiğinde çok sık kullanılmamaktadır³².

2.4.3.Plazma Ark

1990'lı yılların ortalarında yüksek yoğunluklu xenon plazma ark lambaları geliştirilmiştir. Bu lambalarda xenon gazı ile dolu quartz tüpün içinde tungsten anot ve katot vardır. Elektrik akımı bu gazın içinden geçerken xenon gazı iyonize hale gelerek pozitif ve negatif yüklü partiküller içeren plazma haline gelir ve yoğun beyaz bir ışık oluşturur³². Plazma ark ışık kaynakları, ısı üretimi için kullanılan yüksek voltajdan dolayı tabanca şeklinde değil bir ana ünite içindedir. İçerdiği jelden dolayı ışık daha serttir. Beyaz ışık filtrelenerek 430-490 nm dalga boyunda mavi ışık elde edilir. Geleneksel halojenlerin ürettiği ışığın enerji seviyesi 300 Nw iken plazma arklarda bu seviye 900 Nw kadar çıkabilir. Avantajı ise yoğunluğu fazla olduğu için yapıştırıcı polimerizasyonu için gerekli enerjiyi çok daha kısa sürede verir³². Işık kaynağının geleneksel halojenlerde olduğu gibi polimerize olacak materyalden uzaklaşması daha düşük bağlanma direncine neden olmaz¹³⁰.

Yapılan klinik çalışmalarda, plazma arkların metal braketler için ortalama polimerizasyon süresinin 3-5 sn¹³¹, seramik braketler içinse daha kısa olduğu belirlenmiş ve ortalama polimerizasyon süresi 20 sn olan geleneksel halojenlerle braket kopma oranının benzer olduğu bulunmuştur^{99,132}. Bu yüzden plazma arkların braket kopma oranını etkilemeden polimerizasyon süresini çok kısalttığı tespit edilmiştir.

Bazı çalışmalarda yüksek yoğunluktaki bu ısının pulpaya zarar verebileceği iddaa edilsede^{32,133,134}, Zach ve Cohen'in maymunlarda yaptığı çalışmada pulpal hasarın ancak ısının 42.5 derecenin üstüne çıktığında meydana geldiği belirlenmiştir^{135,32}. Yapılmış bir çalışmada geleneksel halojenlerde pulpal ısı 2.8 derece artarken, plazma arklar ile 1.1 derece arttığı gözlenmiştir. Plazma arkın polimerizasyon için 5-10 sn

arasında kullanılması herhangi bir pulpal hasar meydana getirmez^{136,32}. Her ne kadar polimerizasyon süresi kısalmış olsada pahalı olması klinik kullanımını kısıtlamıştır.

2.4.4.Led Işık Kaynakları

İlk kez 1995 yılında Mills tarafından geleneksel halojen ışık kaynaklarının yetersizliğinden dolayı kullanılmıştır¹³⁷. LED ısı üretmek için yarı iletkenler kullanır. Üretilen ışık 450-490 nm dalga boyundadır³². Ortalama ömrü 10.000 saatten fazla olmakla beraber bu süreyi aştığında da performansında çok büyük değişiklikler olmaz. LED' ler mavi ışık üretmek için filtreye ihtiyaç duymazlar,vibrasyona dirençlidirler ve çalışmaları esnasında çok az güç kullanırlar. Isı üretmediklerinden fana ihtiyaç duymazlar, pille çalışabilmeleri, şarj edilebilmeleri, kablosuz olmaları klinikte çok büyük avantaj sağlamaktadır³².

En fazla sertleşmenin sağlanması için %50 ila %60 oranında monomerin dönüşümü gereklidir. Bu da iki mm kalınlığındaki bir rezinde yaklaşık 16 joules/cm² dir. Bu miktar 400 mW/cm²'lik bir enerjiyle 40 sn ışınlamayla, 800 mW/cm²'lik bir enerjiyle 20 sn ışınlamayla ya da 1200 mW/cm²'lik bir enerjiyle 13 sn ışınlamayla elde edilebilir. Işık kaynağının gücünün artması sertleşme oranını artırır. Yapılan çalışmalarda LED'le 20 ve 40 saniye ışık uygulamasıyla, QTH'lerle 40 saniye ışık uygulanmasının aynı bağlanma dirençlerini ortaya çıkardığı gösterilmiştir¹³⁸. Ancak 10 sn süreyle LED ile ışık uygulamanın düşük bağlanma dirençleri ortaya çıkardığı bulunmuştur¹³⁸. Yapılan bir çalışmada plazma ark, halojen ışık kaynakları ve LED arasında bağlanma dirençleri açısından fark bulunamamıştır¹³⁹. Yeni jenerasyon LED'lerde daha yoğun iletkenlerle sertleşme zamanı daha da azalmıştır. Yapılan bir klinik çalışmada kopma oranları açısından QTH'lerle arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır¹⁴⁰.

Sonuç olarak bütün ışık kaynakları ve yapıştırıcılar birbiri ile uyumlu olmalıdır. Bütün yeni ışık kaynakları, geleneksel halojenlerden hızlıdır. Yeni hızlı halojenler,özel üretilmesine rağmen düşük ısı üretirler, LED ve plazma arkta ucuzdurlar. En kısa polimerizasyon süresi plazma arkta olsada çok pahalıdırlar. LED ise küçük olması, minimum ısı üretmesi, kablosuz olması, sesiz olması, yeterli polimerizasyonu sağlaması gibi özellikleri ile en çok tercih edilen ışık kaynağı haline gelmiştir³².

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Diş Örneklerinin Hazırlanması

Çalışmada toplam 180 adet çekilmiş küçük azı kullanıldı. Çekilen dişler, %0,1'lik timol solüsyonu içerisinde en fazla 6 ay muhafaza edildi. Çalışmada kullanılan dişlerin çalışmaya dahil edilme kriterleri şunlardır:

1. Ortodontik ya da periodontal nedenlerle çekilmiş olması,
2. Dişte herhangi bir çürük ya da dolgu bulunmaması,
3. Düzgün bir bukkal yüzeyinin olması,
4. Çekim esnasında dişin kronunda herhangi bir kırığın olmaması,
5. Diş yüzeyinin herhangi bir kimyasal ajanla işlem görmemiş olması.

3.2.Çalışmada Kullanılan Braket Tipleri

Çalışmamızda iki çeşit polikristal seramik braket ve bir çeşit metal braket olmak üzere toplamda 180 adet braket kullanıldı. Altmış adet 3M'e ait; Victory serisinden 0.18 slotlu, 9.10 mm² taban alanına sahip paslanmaz çelik braket, 30 adet önceden kaplanmış, 30 adet kaplamasız olarak kullanılmıştır. Altmış adet 3M'e ait; Clarity serisinden 0.18 slotlu 13.74mm² taban alanına sahip, 30 adet önceden kaplanmış, 30 adet kaplamasız polikristal seramik braket, 60 adet TP Ortodontics firmasına ait; InVu serisinden 0.18 slotlu 16.13mm² taban alanına sahip, 30 adet önceden kaplanmış, 30 adet kaplamasız polimer mesh tabana sahip braket kullanılmıştır(şekil 3.1).Çizelge 3.1.'de kullanılan braketler üretici firmaları ile birlikte gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. Kullanılan braket tipleri

Braket Adı	Braket Tipi	Üretici Firma
Clarity	Polikristal seramik	Clarity, 3M Unitek, USA
InVu	Polikristal seramik	InVu, TP Orthodontics, USA
Victory	metal	Victory, 3M Unitek, USA



Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan braketler. **A**, Clarity Braketler, **B**, InVu Braketler, **C**, Victory braketler

3.3. Çalışmada Kullanılan Işık Cihazı

Light Emitting Diode (LED) ışık cihazı kullanıldı. Işık cihazlarının kullanımları sonucu ortaya çıkan güç kaybı düşünülerek, yeni ışık cihazları kullanıldı. Yeni kablosuz LED ışık cihazının (Elipar Free Light 2, 3M Espe) pilleri kullanım öncesi, üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 12 saat boyunca şarj edildi. Yeni piller tam kapasitelerine birkaç kez şarj edilip boşaldıktan sonra ulaşacaklarından dolayı, piller 2 kez şarj edilip boşaltıldı. Sonra 3. kez tam şarj edildikten sonra kullanıldı. LED ışık cihazı, standart modda yani başlangıçtan itibaren tam ışık yoğunluğunda kullanıldı.

Cihazların en yüksek ışık yoğunlukları çalışmanın başında Ledmax (Benlioğlu Dental, Ankara) ışık ölçer aygıtı ile, ışık cihazlarının en uç kısmı ışık ölçer üzerindeki ilgili bölgeye dokundurularak, dijital olarak ölçüldü. Işık cihazı, ışık yoğunlukları en yüksek seviyede iken kullanıldı. Her braket yapıştırmadan önce, ışık cihazının ışık yoğunlukları ölçülerek, en yüksek seviyede olduğu kaydedildi. Işık yoğunluğunun azaldığı durumlarda, ışık cihazı şarj ünitesinde şarj edildi. Cihazın en yüksek ışık yoğunluğuna erişip erişmediği, ışık ölçer aygıtı ile kontrol edildikten sonra, braketlerin yapıştırılmasına tekrardan devam edildi.



Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan LED cihazı

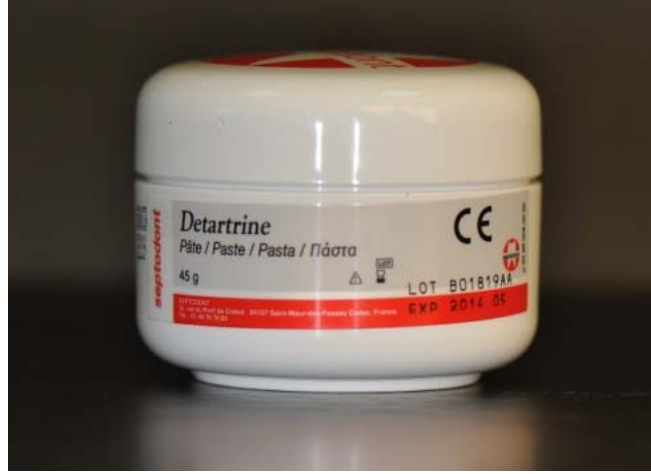


Şekil 3.3. Çalışmada kullanılan güç ölçer ve uygulanaşı

3.4. Braketlerin Diş Yüzeyine Yapıştırılması

Dişlerin bukkal yüzeyleri floridiçermeyen polisaj patı (Detartrine, Septodont, Fransa) ve lastik ile düşük devirde mikromotor kullanarak 10 sn süre ile temizlenip sonrasında hava-su spreysi ile 10 sn yıkandı. Sonrasında 10 sn kurutuldu. Braketlerin diş yüzeyine yapıştırılması işlemleri üretici firmaların talimatlarına uygun olarak yapılmıştır. Mine yüzeyi %37'lik jel şeklindeki fosforik asitle (Pulpdent, Jumbo Etch Royale Kit, Watertown-ABD) 20 sn süre ile pürüzlendirildi. Pürüzlendirme sonrası

dişler hava-su spreyi ile 10 sn yıkanarak, sonrasında 10 sn hava ile kurutuldu. Minenin yeterince pürüzlendiğini gösteren beyaz, tebeşirimsi, soluk, buzlu cam görüntüsü izlendi.



Şekil 3.4. Diş yüzeylerinin temizliğinde kullanılan flor içermeyen pat

Transbond XT primer (3M Unitek, Monrovia-California-ABD), dişin bukkal yüzeyine ince bir tabaka halinde fırça kullanılarak uygulandı. Primerin yüzeyi hava ile inceltildi. Kaplamasız braketler için yapıştırıcı olarak Transbond XT (3M Unitek, Monrovia-California-ABD) kompozit kullanıldı. Kompozit braket tabanına uygulandı. Braket mine yüzeyine kretuar ile sıkıca oturtularak, taşan fazla kompozit sond yardımıyla temizlendi. Braket dişin uzun eksenine paralel olarak yerleştirildi.



Şekil 3.5. Braketleri yapıştırmada kullanılan asit ve Transbond XT kompozit ile primer

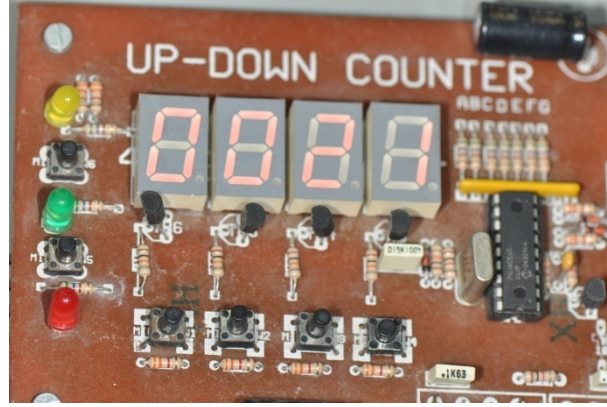
Yapıştırıcı sertleştirilmeden önce her bir ışık cihazının başlangıç ışık yoğunluğu ölçüldü. Işık cihazının ışık yoğunluğu her bir braket yapıştırılmadan önce ışık ölçer aygıtı ile ölçülerek kaydedildi. Işık cihazının uç kısmı braket-diş ara yüzeyine, dikve mümkün olduğunca yakın olacak şekilde tutularak, LED ile 20 sn (10 sn mezial, 10 sn distal) süre ile sertleştirildi. Diş yüzeylerinin hazırlanması ve braketin diş yüzeyinde konumlandırılması esnasında ışık cihazı şarj ünitesinde bekletildi.

3.5.Termal Siklus

Braketler yapıştırıldıktan sonra örnekler 24 saat süreyle 37°C distile suda bekletildi. Sonrasında örnekler termal stres uygulamasına geçildi. Bu amaçla ısı dereceleri sabitlenmiş iki ayrı su tankı ve örnekleri bu sulara belli süre ile batırıp çıkaracak şekilde bir düzenek hazırlandı. Hazırlanan örnekler 5°C ile 55°C sıcaklıktaki su banyolarına sırayla 500'er kez batırılarak termal stres oluşması sağlandı. Her bir banyoda bekleme süresi 20 saniye, banyolar arası transfer süresi ise 10 saniye olacak şekilde ayarlandı.



Şekil 3.6. Dişlerin yapay yaşlandırılmasında kullanılan termal siklus cihazı



Şekil 3.7. Siklus sayısını belirleyen sayaç

3.6. Koparma (Shear Bond Strength) Testi

Yapıştırılan braketlerin basma dayanıklılığı universal test cihazı (Testometric M500 25kN, Rochdale, UK) ile değerlendirildi. Örneği cihaz üzerinde sabit tutabilmek amacıyla dişler, silindir şeklinde soğuk akril ile doldurulmuş yaklaşık iki cm uzunluğundaki plastik borulara uzun akslarına paralel olacak şekilde gömüldü. Yükleme ucu, dişin braket yapıştırılan yüzeyine, çıkarma kuvvetinin paralel gelmesini sağlayacak şekilde sabitlendi. Diş-braket ara yüzeyine braket ayrılana kadar 1 mm/dakika hızla makaslama sıyrma kuvveti uygulandı.

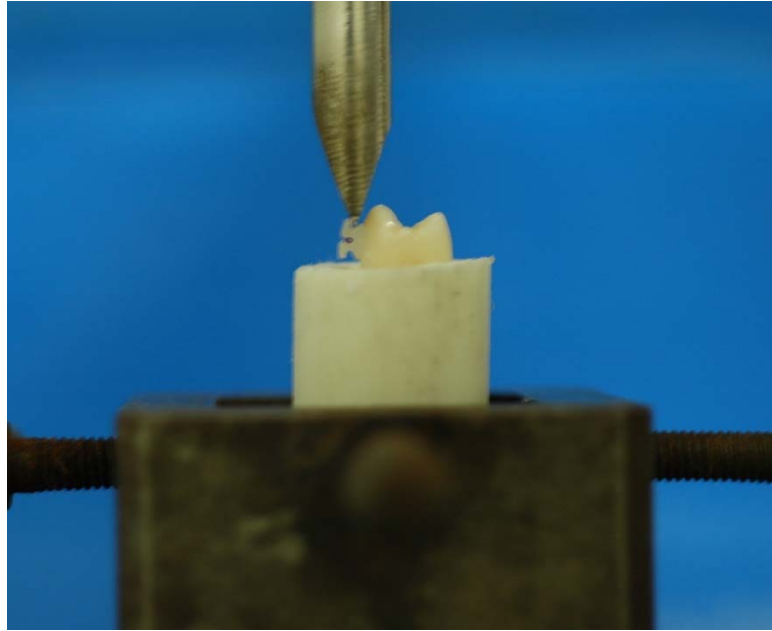
Elde edilen sonuçlar Newton olarak kaydedilip, daha sonra braket taban alanına bölünerek Megapascal cinsine çevrildi ($\text{MPa} = \text{N}/\text{mm}^2$).



Şekil 3.8. Braket yapıştırılmış diş örneği



Şekil 3.9. Braketlerin kopartılmasında kullanılan testometrik cihaz



Şekil 3.10. Kesme ucunun, koparma kuvveti braket tabanına paralel olacak şekilde konumlandırılması

3.7.Mine-Adeziv-Braket Ara Yüzünde Meydana Gelen Kopmanın Değerlendirilmesi

Makaslama sıyırma testi uygulandıktan sonra birbirinden ayrılan diş ve braket yüzeyleri incelenerek, diş yüzeyinde kalan adeziv Artun ve Bergland tarafından tanımlanan Adeziv Artık İndeksi'ne (ARI-Adhesive Remnant Index) göre değerlendirilmiştir. ARI skorlarına göre:

- 0: Diş üzerinde hiç adeziv artığı kalmamıştır,
- 1: Adezivin %50'den azı diş üzerinde kalmıştır,
- 2: Adezivin %50'den fazlası diş üzerinde kalmıştır,
- 3: Bütün adeziv diş üzerinde kalmıştır anlamındadır

3.8. İstatistiksel Değerlendirme

Tüm istatistiksel değerlendirmeler, bilgisayar ortamında SPSS (Statistical Package for Social Sciences- 15) programını kullanarak yapıldı. Yapışma dayanıklılığı değerlerinin ortalama, standart sapma, en yüksek ve en düşük değerlerini içeren tanımlayıcı istatistik verileri hesaplandı. Grupların karşılaştırması, aralarında fark olup olmadığının tespiti için 'Varyans analizi (ANOVA-Analysis of Variances)' kullanıldı. Hangi grubun anlamlı olarak farklı olduğunu belirlemek için de 'Tamhane Post-hoc Testi' kullanıldı. ARI skorlarının karşılaştırmasında, iki yönlü varyans analizi testinden yararlanıldı. Bütün istatistiksel analizler, 0.05 anlamlılık düzeyinde hesaplandı.

4.BULGULAR

4.1.Makaslama Sıyırma Testi Bulguları

Led ışık kaynağı kullanılarak 2 farklı taban özelliğinin değerlendirildiği 6 gruptan oluşan çalışmamızda, basma dayanım testi uygulanan braketlerin ortalama, en düşük ve en yüksek yapışma dayanıklılığı ve standart sapma değerleri çizelge 4.1’de görülmektedir.

En yüksek yapışma değeri, tabanı önceden kompozit ile kaplanmışlarda 17,24 MPa ile Clarity braketler de, tabanı kaplanmamışlarda ise 16,52 MPa ile yine Clartiy seramik braketler grubunda bulunmuştur.

En düşük yapışma değeri, tabanı önceden kompozit ile kaplanmışlarda 9,46 MPa ile Victory metal braketlerde, tabanı kompozit ile kaplanmamışlar da ise 7,78 MPa ile yine Victory metal braketler grubunda bulunmuştur.

Çizelge 4.1. Taban durumu ve braket çeşidine göre yapışma dayanıklılıkları

Braket Tipi	Taban Durumu	Örnek Sayısı	Ortalama(MPa)	En Düşük/En Yüksek(MPa)	St. Sapma
Victory	PC	30	7,78 a *, [∞] **	2,72-12,92	2,30
	UC	30	9,46 A, €	3,95- 11,4	2,10
Clarity	PC	30	17,24 b, Ω	6,7-34,2	7,47
	UC	30	16,52 B, Ω	4,78-34,2	6,26
InVu	PC	30	14,67 b, π	1,9-21,3	5,00
	UC	30	10,90 C, α	8,0-23,0	4,72

PC: Tabanı önceden kompozit ile kaplanmış UC: Tabanı önceden kompozit ile kaplanmamış

*: Farklı harfler istatistiksel açıdan anlamlı farklılıkları göstermektedir. (p<0,005)

** : Farklı semboller 3 grubun PC ve UC karşılaştırmasında istatistiksel açıdan anlamlı farklılıkları göstermektedir.(p<0,005)

Çalışmamızda kullanılan Victory metal braket, Clarity seramik braket, InVu seramik braket taban durumu göz önüne alınmadan yapışma dayanıklılığı varyans analizi ile değerlendirildiğinde gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı fark

bulunmuştur. Braketlerin yapışma dayanıklılıkları çizelge 4.2’de görülmektedir. Yapılan ‘Tamhane Post Hoc Testi ile de her 3 grup arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Victory metal braket grubu ile Clarity seramik braket grubu arasındaki fark $p<0,05$, Victory metal braket grubu ile InVu seramik braket arasındaki fark $p<0,05$, Clarity seramik braket grubu ile InVu seramik braket arasındaki fark $p<0,05$ olarak bulunmuştur.

Çizelge 4.2. Taban durumu göz önüne alınmadan braketlerin yapışma dayanıklılık değerleri

Braket Tipi	Örnek Sayısı	Ortalama (MPa)	En Düşük/En Yüksek	St.Sapma
Victory	60	8,62 A *	2,72-12,9	2,34
Clarity	60	16,8 B	4,78-34,2	6,84
InVu	60	12,7 C	1,9-23,0	5,18

*: Farklı harfler istatistiksel açıdan anlamlı farklılıkları göstermektedir. ($p<0,05$)

Çalışmamızda kullanılan braketler taban durumu göz önüne alınarak yapışma dayanıklılığı varyans analizi ile değerlendirildiğinde gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Yapılan ‘Tamhane Post Hoc Testi’ ile de her 3 grup arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Braketlerin en yüksek ve en düşük yapışma değerleri çizelge 4.3 de verilmiştir.

Çizelge 4.3. Taban durumu değerlendirildiğinde braketlerin yapışma dayanıklılık değerleri

Taban durumu	Örnek Sayısı	Ortalama (Mpa)	En düşük/En yüksek (Mpa)	St.Sapma
UC(Kaplamasız)	90	11,7 A *	3,95-34,2	5,89
PC(Kaplamalı)	90	13,7 B	1,9-34,2	6,21

*: Farklı harfler istatistiksel açıdan anlamlı harfleri göstermektedir. ($p<0,05$)

Tabanı önceden kompozit ile kaplanmamış gruplar değerlendirildiğinde; Victory metal braket grubu ile Clarity seramik braket grubu arasındaki fark $p<0,05$, Victory

metal braket grubu ile InVu seramik braket arasındaki fark $p < 0,05$, Clarity seramik braket grubu ile InVu seramik braket arasındaki fark $p < 0,05$ olarak bulunmuştur. Braketlerin yapışma değerleri çizelge 4.1’de verilmiştir.

Tabanı önceden kompozit ile kaplanmış gruplar değerlendirildiğinde; Victory metal braket grubu ile Clarity seramik braket grubu arasındaki fark $p < 0,05$, Victory metal braket grubu ile InVu seramik braket grubu arasındaki fark $p < 0,05$ ’dir. Clarity seramik braket grubu ile InVu seramik braket grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Braketlerin yapışma değerleri çizelge 4.1’de verilmiştir.

Her 3 braket grubu kendi içinde değerlendirildiğinde önceden kaplanmış Victory metal braket grubu ile kaplanmamış Victory metal braket grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Yine önceden kaplanmış InVu seramik braket grubu ile kaplanmamış InVu seramik braket grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken, önceden kaplanmış Clarity seramik braket grubu ile kaplanmamış Clarity seramik braket grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır. Braketlerin yapışma değerleri çizelge 4.1’de verilmiştir.

4.2.Kopma Tipleri

Makaslama sıyrırma testi uygulanan braketlerin kopma bölgelerinin lokalizasyonu, mine yüzeyi ve braket tabanı incelenerek Artun ve Bergland’ın ARI skorlarına göre değerlendirilmiştir. Çizelge de ARI Skorlarının dağılımı görülmektedir. ARI skorları 0 ile 3 arası derecelendirilmiş olsa da diş üzerinde kalan braket artığı sayısını belirlemek için 4. derece eklenmiştir.

Çizelge 4.4. Arı skorlarının dağılımı

	N	0	1	2	3	4
Victory Uncoated	30	1(%3)	0(%0)	3(%10)	26(%87V)	0(%0)
Victory Precoated	30	1(%3)	2(%7)	1(%3)	26(%87)	0(%0)
Clarity Uncoated	30	2(%7)	3(%10)	7(%23)	12(%40)	6(%20)
Clarity Precoated	30	0(%0)	1(%3)	11(%36)	12(%40)	6(%20)
InVu Uncoated	30	4(%13)	8(%27)	0(%0)	4(%13)	14(%47)
InVu Precoated	30	2(%7)	8(%27)	4(%13)	6(%20)	10(%33)

N: Örnek sayısı 0: Diş üzerinde hiç adeziv artığı yok1: Diş üzerinde kalan adeziv artığı %50'den az

2: Diş üzerinde kalan adeziv artığı %50'den fazla3: Bütün adeziv diş üzerinde

4: Kırılmış braket parçası dişin üzerinde

Yapılan 2 yönlü varyans analizi sonucunda Arı skorlarında gruplar arasında istatistiksel olarak herhangi bir fark bulunamamıştır. Victory kaplamalı ve kaplamasız metal braketlerde kopmanın neredeyse tamamı braket ile adeziv arasında meydana gelirken, %10 oranında adezivin kendi içinde, %3 oranında ise mine yüzeyi ile adeziv arasında meydana gelmiştir. Clarity kaplamasız seramik braketlerde kopmanın %33'lük kısmı adezivin kendi içinde meydana gelirken, %20'lik bir kısımda seramik materyali mine yüzeyinde kalmış, % 7'lik bir kısımda ise kopma mine ile adeziv arasında, %40'lık bir kısımda ise braket ile adeziv arasında meydana gelmiştir. Clarity kaplamalı seramik braketlerde ise kopmanın %40'lık bir kısmı adezivin kendi içinde,%40'lık bir kısım braket ile adeziv arasında meydana gelirken, %20'lik bir kısımda seramik materyali mine yüzeyinde kalmıştır. InVu kaplamasız seramik braketlerde % 13'lük bir kısımda kopma, adeziv ile braket arasında meydana gelirken neredeyse braketlerin yarısına yakın kısmı(%46) kopma esnasında mine yüzeyin de kalmıştır. %13'lük bir kısımda ise kopma mine ile adeziv arasında meydana gelirken, %26'lık kısımda adezivin kendi içinde meydana gelmiştir. InVu kaplamalı seramik braketlerde; kopma

%7 oranında mine ile adeziv arasında, % 39'luk kısım adezivin kendi içinde, % 20'lik kısım adeziv ile braket arasında meydana gelirken, % 33'lük kısımda seramik materyali mine yüzeyinde kalmıştır.

5.TARTIŞMA

Ortodontik tedavi gören erişkin sayısındaki artış, estetik kaygıların artması ve teknolojinin ilerlemesi ile seramik braketler ortodonti pratiğinde yaygın kullanım alanı bulmuşlardır. Seramik braketler klinikte geniş kullanım alanı bulmakla beraber bazı problemler ortaya çıkmıştır. Bunlardan bir tanesinde braketlerin yüksek yapışma dayanıklılığı ve braketin diştten çıkartılması esnasında oluşan mine kırıklarıdır.

Bu tezin amacıda iki farklı polikristalin, önceden yapıştırıcı ile kaplanmış ve kaplanmamış seramik braket ve bir adet önceden yapıştırıcı ile kaplanmış ve kaplanmamış metal braketin yapışma dayanıklılığının değerlendirilmesidir.

5.1.Çalışmada Kullanılacak Dişlerin Seçilmesi

Çalışmamızda ortodontik nedenlerle çekilmiş küçük azı dişleri kullanılmıştır. Yapışma dayanıklılığı testleri, bütün dişler kullanılarak yapılsada; genellikle küçük azı dişleri kullanılarak yapılır.

Çürük ya da dolgusu olmayan, çekim esnasında kronu herhangi bir hasara uğramamış, düzgün bukkal yüzeyli dişler çalışmaya dahil edilirken, diş yüzeyinin herhangi bir kimyasal ajanla işlem gördüğü dişler çalışmaya dahil edilmemiştir. Dişler %0,1'lik Timol solüsyonunda saklanmıştır.

Whittaker ve ark.¹⁴¹ aprizmatik minenin arka bölge dişlerde ön bölgeden daha yüksek olduğunu ve aprizmatik minenin yapıştırıcının penetrasyonunu azaltarak daha düşük yapışma dayanıklılığına neden olduğunu göstermişlerdir. Mattick ve ark.¹⁴² yapışma dayanıklılığının farklı dişlerde farklı olduğunu belirlemişlerdir. Hobson ve ark.¹⁴³ ve Öztürk ve ark.¹⁴⁴ aynı tipteki alt ve üst dişlerin yapışma dayanıklılığı arasında anlamlı fark bulurken, Linklater ve Gordon¹⁴⁵ anlamlı fark bulamamıştır. Ayrıca aynı tipteki alt ve üst dişlerin aynı grup içerisinde birlikte kullanıldığı birçok çalışma da literatürde mevcuttur^{146,147}.

Bizim çalışmamızda da alt ve üst küçük azıları aynı grup içerisinde birlikte kullanılmıştır.

5.2.Yapıştırılmış Braketlerin Suda Bekletilmesi ve Termal Siklus

Ağız içi mekanik, kimyasal ve ısısal stresler nedeni ile oldukça kompleks, bu nedenle de benzeri oluşturulamayan bir ortamdır. Diş hekimliğinde kullanılan farklı materyaller ağız ortamı nedeni ile fonksiyon sırasında çeşitli streslere maruz kalmaktadır. Bu koşullar nedeni ile laboratuvar çalışmaları tam olarak kliniği yansıtamamaktadır. Ağız ortamını taklit edebilmek ve materyallerin klinik kullanıma uygunluğunu test edebilmek için laboratuvar çalışmalarında termal siklus ve suda bekletme yöntemleri kullanılmaktadır.

Su emilimi kompozit materyalinin kimyasal olarak bozulmasında en önemli faktörlerden biridir. Bu değişim, esas olarak rezin matris içerisinde meydana gelen difüzyon yolu ile olmaktadır¹⁴⁸. Polimer rezin suyu emerek şişer ve polimer zincir halkalarının sürtünme kuvveti azalır, dolayısıyla birbirine bağlanma gücünde azalma olur. Ancak değişiklik olmadığını gösteren çalışmalar da vardır¹⁴⁹. Rezine suya doyduğu zaman stabil hale geçer ve direncinde daha fazla azalma olmaz. Bu nedenle ağız ortamını taklit edebilmek için in vitro olarak suda bekletme dental materyallerin in vivo kullanıma uygun olup olmadığını anlayabilmede önemli bir yöntemdir. Bu amaçla uluslararası standardizasyon örgütünün adezivlerle ilgili önerisi kısa dönem için 24 saat, uzun dönem için 6 ay süreyle 37°C suda bekletmektir¹⁵⁰. Bu amaçla bizim çalışmamızda da örnekler 24 saat süreyle 37°C distile suda bekletilmiştir.

Metal, kompozit ve seramik materyalleri farklı ısısal genleşme katsayılarına sahip olduğundan ve ayrıca yapay yaşlanma sağlayabilmek için braketlerin bağlanma direncini test ederken termal siklus uygulamak gereklidir. Örneklerin termal siklusa maruz kalması yapıştırıcı rezin ile seramik ya da kompozit ara yüzeyinde suyun yayılmasını hızlandırır. Islak ortamlara dayanıklı olan ve olmayan materyalleri ayırt etmek için 24 saat süreyle suda bekletmek yeterlidir. Ancak materyallerin yaşlanmasını hızlandırmak için genellikle 5°C ile 55°C arasında termal siklus kullanılmaktadır. Su banyoları arasındaki ısı değişimi, genleşme katsayıları farklı olan iki materyalin bağlanma ara yüzeyine su emilmesine ve rezin yapısının zayıflamasına katkıda bulunmaktadır^{148,150}.

Yapılan çalışmalarda farklı termal siklus süreleri ve dereceleri kullanılmasına rağmen bu konuda fikir birliği sağlanan nokta termal siklusun bağlanma direnci değerleri üzerinde belirgin olarak negatif etkiye sahip olduğudur^{151,152,153}. Termal siklus yapılan

Çalışmalarda, örneklerin bağlanma direnci değerleri termal siklus yapılmayan çalışmalardaki değerlerle kıyaslandığında daha düşük bulunmaktadır^{153,154}.

30'ar saniye kalmak suretiyle 500 siklus uygun kabul edilmektedir¹⁵⁰. Bu nedenle bizim çalışmamızda da yapay yaşılandırma için 500 siklus uygulanmıştır.

5.3.Basma Dayanımı Testi

Ortodontide bağlanma direncini değerlendiren laboratuvar çalışmalarında braketler yapıştırıldıktan ve termal siklus yapıldıktan sonra farklı tipte test yöntemleri uygulanmaktadır. Bu amaçla en sık kullanılan standart ölçüm yöntemlerinden biri de basma dayanıklılığı testidir(Shear Bond Strength-SBS)^{152,153}.

SBS testi oldukça yaygın kullanılmasına rağmen eşit olmayan kuvvet dağılımı nedeniyle uygulanması hassas bir teknik gerektirmektedir. Bu dengesiz kuvvet dağılımı yapıştırılan materyal içerisinde koheziv kırıklarına neden olabilmektedir. Ayrıca, test sırasında uygulanan kuvvetin yönündeki değişimler de bağlanma direnci ölçümlerini etkilemektedir. İdeal olarak kuvvet, uygulama yapılan yzeeye paralel olmalıdır. Test sırasında uygulanan kuvvetin yönünün bağlanma direnci değerlerini belirgin şekilde etkilediği ve ölçüm sırasında bu parametrenin standardize edilmesi gerektiği savunulmaktadır^{155,156}. Koparma kuvvetinin hızı açısından ise yapılan çalışmalarda fark bulunamamıştır¹⁵⁶.

Çalışmamızda kullandığımız test yönteminde; çıkarma kuvveti yönünün uygulama yüzeyine mümkün olduğu kadar paralel ve standart olmasına dikkat edilmiştir. Koparma kuvveti hızı ise 1mm/dk olarak belirlenmiştir.

5.4.Braketlerin Yapışma Dayanıklılığı

5.4.1.Kaplamasız Braketlerin Yapışma Dayanıklılığı

Braketlerin yapışma dayanıklılığı, braketin materyali ve taban özelliğine, kullanılan asit, primer,yapıştırıcının içeriğine ve uygulanma süresine, minenin yüzey özelliğine bağlı olarak değişkenlik göstermekle beraber yapılmış çalışmalarda ortalama 3,9 MPa ile 28,3 MPa değişmektedir^{116,119,22}.Reynolds, klinik ortodontik uygulamalar için braketlerin yapışma dayanıklılığının en az 6-8 MPa olması gerektiğini

savunmaktadır. Bu değerlerin, çiğneme ve ortodontik kuvvetlere karşı koymak için yeterli olduğu düşünülmüştür¹⁵⁷. Retief ve ark. ortodontik uygulamalarda meydana gelen kuvvetin, 13,75MPa'nın üzerine çıktığında mine kırıkları oluştuğunu belirlemişlerdir¹¹. Bishara ve Fehr ise 12,75 MPa altındaki yapışma dayanıklılığının mine için güvenli olduğunu saptamışlardır¹¹.

Laboratuvar çalışmaları kliniği tam olarak yansıtmaması klinik çalışmaların değerlendirilmesinde bu değerler esas alınabilmektedir. In vitro elde edilen sonuçlar, in vivo elde edilenlerle her zaman iyi ilişkilendirilemeyebilir. Klinik çalışmalar, laboratuvar deneyleriyle desteklenmeyi gerektirir. O yüzden, yapışma dayanıklılığı değerleri sadece nasıl elde edildikleri ve iyi planlanmış bir klinik çalışmada elde edilen bulgularla nasıl yakından ilişkilendirilebildikleri çerçevesinde değerlidirler¹⁵⁸

Bizim çalışmamızda Victory metal braket, polikristalin Clarity ve InVu seramik braketlerin yapışma dayanıklılığı arasında istatistiksel olarak anlamlı fark ortaya çıkmıştır.

Literatürde Clarity seramik braketin yapışma dayanıklılığının incelendiği çalışmalarda, bizim çalışmamıza oranla daha düşük sonuçlar elde edildiği gibi daha yüksek sonuçlarda elde edilmiştir.

Mundstock ve ark.¹⁵⁹ polikristalin clarity seramik braketin yapışma dayanıklılığını başka bir seramik braket ile kıyasladıklarında (Transcend 2000), ortalama yapışma dayanıklılığının 13,27 MPa bulmuşlardır. Bishara ve ark.¹⁶⁰ polikristalin Clarity seramik braketlerin yapışma dayanıklılığını, farklı bir seramik braket ile kıyasladıklarında ortalama yapışma dayanıklılığının 10,4 MPa olarak bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda ise Clarity braketin yapışma değeri 16.52 MPa olarak bulunmuştur. Bu iki çalışmada da bizim çalışmamızdan farklı olarak, braketler yapıştırıldıktan beş dakika sonra kopartılmıştır. Literatürde braket koparma sürelerinin beş dk'dan 24 saate çıktığında yapışma dayanıklılığının arttığını gösteren çalışmalar mevcuttur^{161,162}.

Bishara ve ark.¹⁶³ yaptıkları diğer bir çalışmada, polikristalin Clarity seramik braketin yapışma dayanıklılığını 8.8 MPa, Liu ve ark.²² ise ortalama yapışma dayanıklılığının 11.8MPa olarak bulmuşlardır. Bizim çalışmamız da ise Clarity braketin yapışma değeri 16.52 MPa olarak bulunmuştur. Bu çalışmalar da, bizim çalışmamızdan farklı olarak termal siklus 37 derecede 24 saat boyunca uygulanmıştır.

Chung ve ark.¹⁶⁴ ise yeni Clarity seramik braketler ve tekrar yapıştırılmış Clarity seramik braketlerin yapışma dayanıklılığını karşılaştırdığında, en yüksek değerin 15.66 MPa ile yeni braketlerde olduğunu belirlemiştir. Bizim çalışmamızda da Clarity seramik braketin yapışma değeri, bu çalışma ile benzer olarak 16.52 MPa olarak bulunmuştur.

Theodorakopoulou ve ark.¹⁶⁵ yaptığı çalışmada, polikristalin Clarity seramik braketlerin yapışma dayanıklılığını ortalama 21,67 MPa olduğunu saptamışlardır. Bu değer literatürdeki diğer çalışmalara ve bizim çalışmamıza göre yüksek bir değer olsa da Webster ve ark.¹⁶⁵ çalışmalarında, metal braket kullanmalarına rağmen braketin yapışma dayanıklılık değerini 26.9 MPa olarak bulmuşlar, hatta primerin tükrük ile kontamine olduğu durumlarda değerin 23.7 MPa'ya kadar yükseldiğini rapor etmişlerdir.

Lemke ve ark.¹⁶⁶ polikristalin Clarity seramik braket ve polimer mesh tabanlı InVu polikristalin seramik braketin yapışma dayanıklılığını karşılaştırdıkları çalışmada, ortalama yapışma dayanıklılığı Clarity braketler için 10.78 MPa, InVu braketler için 12,43 MPa olarak belirlemişler ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır. Bizim çalışmamızda ise Clarity seramik braketlerin yapışma dayanıklılığı 16.52 MPa iken, InVu seramik braketin yapışma değeri 10.9 MPa olarak bulunmuş ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu ortaya konmuştur. Bu çalışmanın, bizim çalışmamızdan farkı termal siklus süresidir. Bu çalışmada dişler 37 derecede 48 saat boyunca distile suda bekletilirken, bizim çalışmamızda dişler 24 saat boyunca 37 derecede bekletilmiş, sonrasında 5 ile 55 derece olan banyolarda 500 siklus uygulanmıştır. Literatürde termal siklusun braket yapışma dayanıklılığını azalttığı yönünde görüşler hakim olsada, bizim çalışmamızda termal siklusa rağmen Clarity braketlerde yapışma dayanıklılığının arttığı gözlenmiştir. Her ne kadar klinik olarak uygulanacak kuvvetin 13,75 MPa'nın üzerine çıkmaması gerektiği savunulsa da, minenin daha yüksek kuvvetlere dayanabildiği bilinmektedir¹⁶⁵. Sıcaklık, nem, tükrük gibi faktörlerden dolayı klinik değerler, laboratuarda bulunan değerlere göre daha düşük çıkmaktadır. Hatta Pickett ve ark.^{165,167} klinik ve laboratuvar koşullarında braket yapışma dayanıklılığını değerlendirdiklerinde, laboratuvar çalışmalarında yapışma dayanıklılığı 12,82 MPa iken, klinikte 5,47 MPa'ya düştüğünü saptamışlardır.

5.4.2.Kaplamalı Braketlerin Yapışma Dayanıklılığı

Braketlerin önceden kompozit ile kaplanmasının avantajları; braket tabanındaki yapıştırıcı üretici firma tarafından uygulandığı için nicelik ve nitelik bakımından daha uygun olması, bonding aşaması daha hızlı olacağı için hasta başında geçirilen sürenin kısaltılması, yapıştırma sonrası braket etrafında yapıştırıcı minimum olduğu için daha kolay temizlenmesi, yapıştırıcıya gerek olmadığı için kullanılan materyalin azaltılması, braketler tek tek paketli olduğu için hijyenik olması ve sayısının bilinmesidir.

Literatür incelendiğinde, kaplamalı braketlerin yapışma dayanıklılığı karşılaştırıldığında farklı görüşler ortaya çıkmıştır. Bir grup araştırmacı istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını savunurken, diğer bir grup ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğunu ortaya koymuşlardır^{24,25,26,27,28,29}.Bizim çalışmamızda ise Victory metal braketler, Clarity ve InVu seramik braketlerin yapışma dayanıklılığı incelendiğinde de istatistiksel olarak anlamlı fark ortaya çıkmıştır.

Bizim çalışmamızda, kaplamalı ve kaplamasız metal braketlerin yapışma dayanıklılığı sırasıyla 9,46 MPa ve 7,78 MPa olarak bulunmuş ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu belirlenmiştir. Bishara ve ark'da²⁶ yaptıkları çalışmada, yapışma dayanıklılığını sırasıyla 7,2 MPa ve 5,4 MPa olarak bulmuşlar ve istatistiksel olarak aralarında anlamlı bir fark olduğunu belirtmişlerdir²⁶. Her ne kadar her iki grupta da yapıştırıcı olarak Transbond XT kullanılmış olsada, yapıştırıcının içeriğindeki bileşen yüzdeleri farklıdır. Özellikle yapıştırıcının içeriğindeki doldurucu oranının artması, vizkozitenin artmasına neden olmuş ve metal braketin tel örgü tabanı ile birleştiğinde yapışma dayanıklılığının azalmasına neden olduğu belirtilmiştir.

Bishara ve ark.²⁸ kaplamalı ve kaplamasız Victory metal braketlerin yapışma dayanıklılığını karşılaştırdıkları diğer bir çalışmalarında, kaplamasız metal braketlerin yapışma dayanıklılığını 5.7 MPa, kaplamalı metal braketlerin yapışma dayanıklılığını 4.9 MPa olarak belirlemişler ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır. Bu çalışmanın bizim çalışmamızdan farkı, braketlerin ilk yarım saat içerisinde kopartılmasıdır.

Cal-Neto ve ark.¹⁰¹ çalışmalarında, kaplamasız metal braketlerin yapışma dayanıklılığı 11.6 MPa, kaplamalı metal braketlerin yapışma dayanıklılığı 9.79 MPa olarak belirlemişler ve istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olduğunu belirtmişlerdir.

Vicente ve ark.¹⁰² çalışmalarında yapışma dayanıklılık değerini, kaplamasız metal braketler için 12.20 MPa, kaplamalı metal braketler için 14.28 MPa olarak belirlemişler ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır. Bu çalışmadaki değerler bizim çalışmamızdan daha yüksek olmakla beraber, bizim çalışmamızda primer olarak Transbond XT kullanılırken, bu çalışmada Transbond Self etch Primer kullanılmıştır. Literatürde self etch primer kullanıldığında yapışma dayanıklılığının arttığını gösteren çalışmalar mevcuttur^{67,68}.

Bizim çalışmamızda kaplamalı ve kaplamasız Clarity seramik braketlerin yapışma dayanıklılığı sırasıyla 17,24 MPa ve 16,52 Mpa olarak bulunmuş ve aralarında istatistiksel olarak herhangi bir fark bulunamamıştır. Literatür de, ulaşabildiğimiz tek çalışma olan Verstrynge ve ark.⁹⁸ klinik çalışmasında, braketlerin kopma oranı değerlendirilmiş ve aralarında anlamlı bir fark çıkmamıştır.

Bizim çalışmamızda, kaplamalı ve kaplamasız InVu seramik braketlerin yapışma dayanıklılığı sırasıyla 14,67MPa ve 10,9Mpa olarak bulunmuş ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu belirlenmiştir. Kaplamasız InVu braketlerde yapıştırıcı olarak Transbond XT kullanmamıza rağmen, kaplamalı braketlerde ise üretici firmanın uyguladığı yapıştırıcı kullanılmıştır. Üretici firma yapıştırıcı hakkında herhangi bir bilgi vermediğinden dolayı yapıştırıcının içeriği ve özellikleri bilinmemektedir. İstatistiksel olarak ortaya çıkan fark bu nedenle olabilir.

5.5. Arı Skorları

ARI skorları, kopma sonrası dişin yüzeyinde kalan rezin miktarının sınıflandırılması ile kopma bölgesinin yüzdesini belirleyen faydalı bir indextir.

ARI skorlarındaki 0 skoru, braket ile adeziv arasındaki; 3 skoru ise adeziv ile diş arasındaki yeterli mekanik retansiyonu, diğer skorlar zayıf bağlanmayı (koheziv kopma-adezivin kendi içindeki kopma) göstermektedir. Kopma esnasında kırılıp mine yüzeyinde kalan braket parçasını değerlendirmek içinse çalışmamızda 4 skoru eklenmiştir¹⁶⁶. ARI skorlarını etkileyen birçok faktör vardır. Bunlar arasında braketleri yapıştırırken izlenen yöntem, braketin koparılma tekniği, braket tabanının şekli, yapıştırıcının tipi, dişin arktaki pozisyonu gibi faktörler yer almaktadır^{26,28,163,165}.

Literatürde seramik braketler ile ilgili yapılmış çalışmalarda, yapışma dayanıklılığı arttıkça, kopmanın adeziv ile mine arasına doğru kaydığı tespit edilmiştir^{1,14,116}. Bu durumsa mine kırıklarına daha çok yol açmaktadır. Mine için güvenli olan, bütün adezivin mine yüzeyinde kaldığı kopma tipidir. Bu durumun dezavantajı, bütün adezivin mekanik olarak temizlenmesinin gerektirmesidir. Mekanik temizleme esnasında ısıya bağlı olarak dişte oluşabilecek pulpal hasarda unutulmamalıdır.

Bizim çalışmamızda üç grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Metal braket grubunda adezivin neredeyse tamamı, Clarity seramik braket grubunda adezivin büyük kısmı mine yüzeyi üzerinde kalarak, literatürdeki diğer çalışmalarla uyumluluk göstermiştir^{159,160,163,165}. InVu seramik braketlerde ise, adezivin çok az kısmı mine yüzeyi üzerinde kalırken, daha çok braket kırılarak mine yüzeyinde kalmıştır. Her ne kadar elde ettiğimiz sonuçlar laboratuvar sonuçları olsada klinik uygulamalar düşünüldüğünde seramiğin mine yüzeyinden temizlenirken geçirilen süre, oluşabilecek pulpal hasar, kullanılacak frez sayısı düşünülmelidir.

5.6.Braket Kırıkları

Seramik braketlerin en önemli dezavantajları içerdikleri alüminyum oksit nedeniyle kırılma yapda olmalarıdır. Koparma işlemi sırasında seramik braketlerdeki uzama %1'i geçmezken, paslanmazçelik braketlerde %20 oranındadır. Seramik braketler, paslanmaz çelik olanlara oranla 9 kat daha serttir. Bu nedenle seramik braketlerin kırılma dirençleri, metal braketlere göre 20-40 kat daha düşüktür. Seramik braketlerden monokristal olanlar, polikristal olanlardan 76 kat daha kırılmandır^{11,12,13,168}.

Bizim çalışmamızda metal braketlerde herhangi bir kırık görülmezken, Clarity braketlerin 12 tanesinde, InVu braketlerin ise 24 tanesinde braket kırığı meydana gelmiştir. Meydana gelen koheziv kırıklar, seramiklerin kırılma yapılarının yanı sıra braketlerin çıkarılma yönteminden de kaynaklanabilir. Sıyırma testi ile bağlanma direncini ölçerken, koparma kuvveti tek taraftan uygulanmakta, ancak klinikte koparma sırasında kuvvet her iki taraftan aynı anda uygulanmaktadır. Bu da kırılma olasılığını düşürmektedir. Ancak literatür incelendiğinde, InVu braketleri kullanılarak yapılmış iki çalışmada da üretici firmanın önerdiği doğrultuda çıkarma pensi kullanılmasına rağmen

ilk çalışmada 50 braketin 24 tanesi, diğer çalışmada ise 15 braketin 6 tanesinin kırıldığı rapor edilmiştir^{166,169}.

Klinik kullanımda seramik braketin kırılarak kopması, yüzeyin temizlenmesi işlemini uzattığı için üretici firmanın tavsiye ettiği yöntemle braketin çıkarılması bu tür problemleri azaltacaktır. Yapıştırılırken braket kenarından taşan yapıştırıcının iyice temizlenmesi, çıkarma pensinin braket tabanına tam olarak oturmasını sağlayarak çıkarma işlemini kolaylaştırır. Böylece braketin kırılma olasılığı azalır³².

5.7. Mine Kırıkları

Seramik braketlerin çıkarılması sırasında mine kırıkları da oluşabilmektedir^{11,12,168}. Özellikle kimyasal tutuculu ilk jenerasyon seramik braketlerin bağlanma dirençleri çok yüksek olduğundan, mekanik tutuculu olanlara oranla daha fazla mine kırığına yol açtığı söylenmektedir^{10,11}. Ancak aralarında fark olmadığını gösteren araştırmacılar da vardır¹³⁷. Yeni jenerasyon seramik braketlerin mekanik tutuculu olmalarının yanı sıra, tabanlarına eklenmiş özel koparma olukları sayesinde çıkarma işleminde, kırılıp kolayca dişten ayrılabilirler. Bu da mine kırığı riskini azaltmaktadır^{22,23}.

Retief¹¹ yapışma dayanıklılığının 13,75MPa'nın üzerine çıktığında mine kırığı meydana geldiğini rapor etmiştir. Bizim çalışmamızda metal braketlerde gözle görülen mine kırığı oluşmamıştır. Clarity seramik braketlerde ise sadece bir dişte, InVu seramik braketlerde ise iki dişte gözle görülebilen mine kırığı meydana gelmiştir. Literatüre incelendiğinde, Lemke¹⁶⁶ Clartiy seramik braket yapıştırılan 15 dişte bir tanesinde, InVu seramik braket yapıştırılan 15 dişte iki tanesinde mine kırığı gözlemlemiştir. Liu²² ise Clarity seramik braket yapıştırılan 20 dişte beş tanesinde mine kırığı saptamıştır.

5.8. Maliyet

Ortodontik tedavi hem uzun hem de maliyeti yüksek bir tedavi şeklidir. Tedavi için kullanılan braketler ise tedavi masraflarının büyük kısmını oluşturmaktadır. Bu nedenle hem fiziksel özellikleri iyi, hem de yeterli estetiği sağlayacak braket seçimi

önemlidir. Metal braketlerin yapışma dayanıklılığı mine için güvenilir değerdedir. Fiyatı seramik braketlere göre daha uygundur. Tedavi esnasında braket pozisyonunun değişmesi gerektiğinde tekrar eski braket kullanılabilir. Fakat en büyük dezavantajı, estetik olmamasıdır. Seramik braketlerin yapışma dayanıklılık değerleri, taban özellikleri geliştirilerek mine için güvenilir hale getirilsede,braketin çıkartılması esnasında kırılma olasılığı yüksek olduğu için, braket pozisyonu değiştirmek gerektiğinde yeni braket kullanmak gerekebilir. Seramik braketler fiyat olarak, metal braketlerden daha pahalıdır. Birde kırılma olasılığı düşünülürse maliyet, hekim ve hasta için daha da artmaktadır.

Bizim çalışmamızda kullandığımız braketler maliyeti en düşükten yükseğe doğru; Victory kaplamasız, Victory önceden kaplamalı metal braket,InVu kaplamasız, InVu önceden kaplamalı seramik braket, Clarity kaplamasız, Clarity önceden kaplamalı seramik braket olarak sıralanmaktadır. Çalışmamızda InVu braketlerin yapışma değerleri Clarity braketlere göre daha güvenilir değerlerde bulunmuş olsada bu değerlerin klinikte düştüğü bilinmektedir. Bu nedenle benzer özelliklere sahip braket seçerken fiyat da göz önünde bulundurulabilir.

6.SONUÇLAR VE ÖNERİLER

6.1.Sonuçlar

1.Çalışmamızda her üç braket için de kompozit yapışma dayanıklılığı değerlendirildiğinde başarılı sonuçlar elde edilmiştir.

2. Çalışmamızdaki üç braket taban durumu göz önüne alınarak kompozit yapışma dayanıklılığı değerlendirildiğinde yine başarılı sonuçlar bulunmuştur.

3.Tabanı önceden kompozit ile kaplanmış ve kaplanmamış Victory metal braket grubu ile InVu seramik braket grubu için elde edilen değerler, klinik sınırlar içinde olduğu gözlenmiştir. Clartiy seramik braket grubu için elde edilen değerler klinik sınırın üzerinde olsada, çalışmamız laboratuvar çalışması olduğu için tam olarak kliniği yansıtmamaktadır.

4.Braketlerin kopartılması esnasında diş yüzeyinde ki adeziv artığı değerlendirildiğinde, en güvenilir kopma Victory metal braket grubunda meydana gelmiştir.

5.Çalışmamızda Victory metal braketlerde braket kırığı görülmezken, en çok kırık InVu seramik braketlerde meydana gelmiştir.

6.Çalışmamızda Victory metal braketlerde gözle görülebilen mine kırığı saptanmazken, seramik braketlerde mine kırığına rastlanmıştır.

6.2.Öneriler

Seramik braketlerde klinikte metal braketler gibi rahatlıkla güvenilir bir biçimde kullanılabilir. Ancak çıkarılması esnasında braketin kırılma riskinin daha fazla olduğu unutulmamalıdır. Klinikte seramik braket ya da metal braket kullanılıp kullanılmayacağı hastanın estetik beklentisine, tedavinin maliyetine bağlı olarak klinisyene ve hastaya göre değişebilmektedir.

Kaplamalı braketler, kaplamasız braketler ile benzer sonuçlar vermiştir. Bu nedenle kaplamalı braket kullanmak için hasta başında geçirilen süre, kontaminasyon riski, maliyet gibi faktörler değerlendirilmelidir.

Ayrıca yaptığımız bu çalışmanın in vitro bir çalışma olduğu yani kliniği tam olarak yansıtmadığı akılda tutulmalıdır. Bu nedenle elde edilen sonuçların, daha sağlıklı değerlendirilebilmesi için bu konuda yapılacak in vivo çalışmalara ihtiyaç vardır.

7. KAYNAKLAR

1. **Winchester LJ.** Bond strengths of five different ceramic brackets: an in vitro study. *Eur J Orthod.* **1991**;13:293-305
2. **Buonocore M.** A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to the enamel surface *J Dent Res* **1955**; 38:849-53
3. **Newman GV.** Adhesion and orthodontic plastic attachments. *Am J Orthod* **1969**;56:573-588
4. **Jenkins TS.** Adhesives in orthodontics: Are we pushing the envelope in the right direction? *Semin Orthod.* **2005**; 11: 76-85.
5. **Feldner JC, Sarkar NK, Sheridan JJ.** In Vitro torque deformation characteristic of orthodontic polycarbonate brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **1994**; 106:265-72
6. **Olsen ME, Bishara SE, Jakobsen JR.** Evaluation of the shear bond strength of different ceramic bracket base designs. *Angle Orthod* **1997**;67:179-82
7. **L, Canut JA.** In vitro comparison of the retention capacity of new aesthetic brackets. *Eur J*
8. **Basudan AM, Al-Emran SE.** The effects of in-office reconditioning on the morphology of slots and bases of stainless steel brackets and on the shear/peel bond strength. *J Orthod.* **2001** Sep;28(3):231-6.
9. **Russel J.S.** Current Products and Practice Aesthetic Orthodontic Brackets. *Journal of orthodontic* vol:32, **2005**, 146-163
10. **Athanasίου AE, Papadopoulos MA.** Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: A comprehensive review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **1997**;112
11. **Bishara SE, Fehr DE.** Ceramic brackets: Something old, something new, A review. *Semin Orthod* **1997**;3:178-88
12. **Karamouzos A, Athanasios E.** Clinical characteristic and properties of ceramic brackets: A Comprehensive review. *Am J Orthod Dentofac Orthop* **1997**; 112:34-40
13. **Birnie D.** Ceramic brackets. *Br J Orthod* **1990**;17:721-5
14. **Swartz ML.** Ceramic Brackets *J Clin Orthod* **1988**;93:346-8
15. **Ghafari J.** Problems associated with ceramic brackets suggest limiting use to selected teeth. *The Angle Orthodontist* **1992** Vol.62 No 2
16. **Viazis AD, Cavanaugh G, Bevis RR.** Bond strength of ceramic brackets under shear stress: An in vitro report. *Am J Dentofacial Orthop* **1990**;98:214-21
17. **Fox NA, McCabe JF.** An easily removable ceramic bracket? *Br J Orthod* **1992**; 19: 305-309
18. **Jena A.** Physical Properties and Clinical Characteristic of Ceramic Brackets: A Comprehensive Review: *Trends Biomater Artif Organs* Vol.:20 pp 000-000 2007
19. **Eliades T, Lekka M, Eliades G, Brantley WA.** Surface characterization of ceramic brackets: a multitechnique approach. *Am J Orthod Dentofac Orthop* **1994**; 105: 10-18

20. **Joseph M. Bordeaux, Robert N. Moore, Michael D. Bagby.** Comparative evaluation of ceramic bracket base designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **1994**;105:552-560
21. **Swartz ML.** A technical bulletin on the issue of bonding and debonding ceramic brackets. No. 070-5039. Glendora(CA): Ormco Corp., **1988**
22. **Liu JK, Chung CH, Chang CY, Shieh DB.** Bond strength and debonding characteristics of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **2005**;128:761-5
23. **Wang WN, Meng CL, Tarng TH.** Bond strength: a comparison between chemical coated and mechanical interlock bases of ceramic and metal brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **1997**;111:374-81
24. **Ronald B. Cooper S.** Direct Bonding with Light-Cured Adhesive Precoated Brackets. Volume 26 : Number 08 : Pages (477-479) **1992**
25. **Sunna S, Rock WP.** An ex vivo investigation into the bond strength of orthodontic brackets and adhesive systems. *Br J Orthod* **1999**;26:47-50
26. **Bishara SE, Olsen M.** Comparison of shear bond strength of precoated and uncoated brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **1997**;112:617-21
27. **Sfondroni MF, Caciafesta V.** Halogen versus high intensity light curing of uncoated and precoated brackets: a shear bond strength study. *J Orthod* **2002**;29:45-50
28. **Bishara SE, Ajesilouni R, Laffoon J.** Effects of modifying the adhesive composition on the bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod* **2002**;72:464-7
29. **Bearn DR, Aird JC.** Ex vivo bond strength of adhesive precoated metallic and ceramic brackets. *Br J Orthod* **1995**;22:233-6
30. **Rossouw P.A** Historical Overview of Development of an Acid Etch Bonding System in Orthodontics *Semin Orthod* **2010**; 16:2-23
31. **Bowen RL.** Use of epoxy resins in restorative materials *J Dent Res* 35:360-369, **1956**
32. **Graber TM, Vanarsdall RL, Vig WLK.** *Orthodontics: Current principles and techniques*. 4th ed, Elsevier Mosby, **2005**
33. **Demir D.** İndirekt bonding ile yapıştırılan braketlerin bağlanma kuvvetleri üzerine farklı ışık kaynaklarının etkisi: laboratuvar ve klinik çalışması. *Doktora Tezi*; Adana, **2007**.
34. **Karan S.** Ortodontide seramik ve kompozit yüzeylere bağlanma: Farklı materyal ve yüzey değişiklikleri uygulamalarının metal ve porselen braketlerin basma dayanıklılığı üzerindeki etkileri. *Doktora Tezi*; Adana, **2007**.
35. **Wang WN, Lu TC.** Bond strength with various etching times on young permanent teeth. *Am J Orthod* **1991**;100:72-9
36. **Brannstrom M, Malmgren O, Nordenvall KJ.** Etching of young permanent teeth with an acid gel. *Am J Orthod* **1982**; 82: 379-383
37. **Britton JC, McInnes P.** Shear bond strength of ceramic orthodontic brackets to enamel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 98:348-353, **1990**
38. **Beech DR, Jalaly T:** Bonding of polymers to enamel: influence of deposit formed during etching, etching time. *J Dent Res* 59: 1156-1162, **1980**

39. **Barkmeier WW, Gwinett AJ:** Effect of enamel etching time on bond strength and morphology. *J Clin Orthod* 19:165-178 ; **1985**
40. **Olsen ME, Bishara SE, Damon P:** Effect of varying etching times on the bond strength of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 109:403-409, **1996**
41. **Barkmeier WW, Gwinett AJ:** Effect of reduced acid concentration and etching time on bond strength and enamel morphology. *J Clin Orthod* **1987**;21: 395-398
42. **Sadowsky PL, Retief DH, Cox PR.** Effect of etchant concentration and duration on the retention of orthodontic brackets : An in vivo study. *Am J Orthod dentofacial Orthop* **1990** ;98:417-421
43. **Brannstorm M, Malmgren O, Nordenvall KJ.** Etching of young permanent teeth with an acid gel. *Am J Orthod* **1982**; 82: 379-383
44. **Brannstorm M, Nordenvall KJ, Malmgren O.** The effect of various pretreatment measure of the enamel in bonding procedures. *Am J Orthod* **1978**; 74: 522-530
45. **Pus MD, Way DC.** Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clea-up techniques. *Am J Orthod* **1980**;77:269
46. **Olsen ME, Bishara SE, Damon P, et al:** Evaluation of scotch bond multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 111:498-501, **1997**
47. **Bishara SE, Gordan VV, VonWald L, et al:** Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 114:243-247, **1998**
48. **Triolo PT JR, Swift EJ, Mudgil A, et al:** Effects of etching time on enamel bond strengths. *Am J Dent* 6:302-304, **1993**
49. **Smith DC:** A new dental cement. *Br Dent J* 125:381-394, **1968**
50. **Maijer R ,Smith DC.** Crystal growth on the outer enamel surface: An alternative to acid etching. *Am J Orthod* **1986**; 89:183-193
51. **Smith DC.** Crystalline interface formed by polyacrilic acid and tooth enamel. *J Dent Res* **1973**;52:1155
52. **Smith DC.** Crystal bonding to enamel. *J Dent Res* **1981**;60 special issue A,178(abstract 231)
53. **Artun J Bergland S.** Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid etch enamel pretreatment. *Am J Orthod* **1984**;85: 333-340
54. **Farquhar RB.** Direct bonding comparing a polyacrilic acid technique. *Am J Orthod* **1986**; 90: 187-122
55. **Bishara SE, Fonseca JM.** Debonding forces applied to ceramic brackets simulating clinical conditions. *Angle Orthod* **1994**,64:277-282
56. **Joseph VP, Rossouw PE, Basson NJ.** Do sealent seal: an SEM investigation, *J Clin Orthod* 26:141, **1992**
57. **Prevost AP, Fuller JL, Peterson LC:** The use of an intermediate resin in the acid etch procedure: retentive strength microleakage, and failure mode analysis, *J Dent Res* 61:412, **1982**
58. **Wang WN, Tang TH:** Evaluation of the sealant in orthodontic bonding, *Am J Orthod* 100:209, **1991**.

59. **Ceen RF, Gwinnett AJ:** White spot formation associated with sealants used in orthodontics, *Pediatr Dent* 3:174, **1981**.
60. **Grandhi RK, Combe EC, Speidel TM:** Shear bond strength of stainless steel orthodontic brackets with a moisture insensitive primer, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **2001**; 119:251-255
61. **Hobson RS, Ledvinka J, Meechan JG:** The effect of moisture and blood contamination on bond strength of a new orthodontic bonding material, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **2001**;120:54-57,
62. **Schaneveldt S, Foley TF:** Bond strength comparison of moisture insensitive primers, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*122:267-273, **2002**
63. **Rajagopal R, Padmanabhan S, Gnanamani J.** A comparison of shear bond strength and debonding characteristics of conventional, moisture-insensitive, and self-etching primers in vitro. *Angle Orthod* **2004**; 74:264–268.
64. **Littlewood SJ, Mitchell L, Greenwood DC.** A randomized controlled trial to investigate brackets bonded with a hydrophilic primer. *J Orthod***2001**; 28:301-5
65. **Rajagopal R, Padmanabhan S, Gnanamani J.** A comparison of shear bond strength and debonding characteristics of conventional, moisture-insensitive, and self-etching primers in vitro. *Angle Orthod* **2004**; 74:264–268.
66. **Turk T; Elekdag-Turk S; Isci D.**Effects of Self-Etching Primer on Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets at Different Debond Times *Angle Orthodontist* Vol:77, No:1 **2007**
67. **Bishara SE, Oonsombat C, Soliman MMA, Warren JJ, Laf-foon JF, Ajlouni R.** Comparison of bonding time and shear bond strength between a conventional and a new integrated bonding system. *Angle Orthod***2005**; 75:233–238.
68. **Arnold RW, Combe EC, Warford JH JR.** Bonding of stainless steel brackets to enamel with a new self-etching primer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop***2002**; 122:274–276.
69. **Ireland AJ, Knight H, Sherriff M.** An in vivo investigation into bond failure rates with a new self-etching primer system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop***2003**; 124:323–326.
70. **Asgari S, Salas A, English J, Powers J.** Clinical evaluation of bond failure rates with a new self-etching primer. *J Clin Orthod* **2002**; 36: 687–689.
71. **Zachrisson BU, Brobakken BO.** Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives. *Am J Orthod***1978**; 74:62
72. **Craig RG.** Restorative Dental Materials. 10th Edition, St Louis, Mosby Year Book, **1997**
73. **White LW.** Glass ionomer cement. *J Clin Orthod*.**1986**;20(6):387-91
74. **Anusavice KJ.** Phillips’ Science of Dental Materials. 11th Ed, Saunders, USA **2003**
75. **YAYLALI Ş.** Kopan seramik braketlerin “Silika Örtme” yöntemiyle tekrar yapıştırılmasında bağlanma dayanımının incelenmesi. Doktora Tezi. Adana **2010**
76. **Ewoldsen N, Demke S.** A Review of orthodontic cement and adhesives *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. **2001** Jul;120(1):45-8.
77. **Frankenberger R, Perdiago J.** No bottle vs Multi bottle dentin adhesives – a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater* **2001**;17:373-80
78. **Miyazaki M, Hiroota N.** Influence of self etching primer drying time on enamel bond strength of resin composites. *J Dent* **1999**; 27:203-7

79. **Evans R, Oliver R.** Orthodontic bonding using glass ionomer cement: an in vitro study. *Eur J Orthod* **1991**;13(6):493-500
80. **Oen JO, Gjerdet NR, Wisth PJ.** Glass ionomer cements used as bonding materials for metal orthodontic brackets. An in vitro study. *Eur J Orthod* **1991**;13(3):187-91
81. **Montes M, De Goes MF.** A morfological and tensile bond strength evaluation of an unfilled adhesive with low- viscosity composites and filled adhesive in one and two coats. *J Dent* **2001** ;29;435-41
82. **Summers A, Kao E, Gilmore J, et al:** Comparison of bond strength between a conventional resin adhesive and a resin-modified glass ionomer adhesive: an in vitro and in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 126:200-206, **2004**
83. **Coups-Smith KS, Rossouw PE, Titley KC:** Glass ionomer cements as luting agents for orthodontic brackets. *Angle Orthod* 73:436-444, **2003**
84. **Rix D, Foley TF, Mamandras A:** Comparison of bond strength of three adhesives: composite resin, hybrid GIC, and glass-filled GIC. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 119:36-42, **2001**
85. **Bishara SE, Ostby AW, Laffoon J, et al:** Shear bond strength comparison of two adhesive systems following thermocycling. *Angle Orthod* 77:337-341, **2007**
86. **Eliades G. Kakaboura A.** Acid base reaction and fluoride release profiles in visible ligh cure polyacid modified composite resins. *Dent mater* 14:57-63, **1998**
87. **Tate WH, You C, Powers JM.** Bond strength of compomers to human enamel. *Oper dent* **2000**
88. **Millett DT, Cattanach .,** Laboratory evaluation of a compomer and resin modified glass ionemer cement for orthodongin bonding. *Angle orthod* **1999**; 69:58-63
89. **Hickell R, Dasch W, Janda R,** New direct restorative materials *Int Dent J* 48:3-15, **1998**
90. **Ajlouni R, Bishara SE, Soliman MM,** The use of ormocer as an alternative material for bonding orthodontic brackets. *Angle Orthod* 75:106-108, **2005**
91. **Geraldeli S, Perdigao J:** Microleakage of a new restorative system in posterior teeth [abstract 27621]. *J Dent Res*, **2003**
92. **Bishara SE, Ajlouni R, Soliman MM, et al:** Evaluation of a new nano-filled restorative material for bonding orthodontic brackets. *World J Orthod* 8:8-12, **2007**
93. **Cooper R .** Direct bonding with ligh cure adhesive precoated brackets. *JCO Vol :26 Number:08: pages (477-479)* **1992**
94. **Bishara E, Olsen M,** Comparision shear bond strength of precoated and uncoated brackets. *Am j orthoddentofac orthop* **1997**;112:617-21
95. **Bishara S, Ajlouni M. .** Effect of modifying the adhesive composition on the bond strength of orthodonticbrackets. *Angle orthod* **2002**;72:464-467
96. **Sunna S, Rock P.** An ex vivo investigation into the bond strength of orthodontic brackets and adhesive systems. *British Journal of Orthodontics Vol:26-1999-47-50*
97. **Sunna S , Rock P.** Clinical performance of the orthodontic brackets and adhesive systems: a randomized clinical trial *Vol:26-1999-47-53*

98. **Verstrynge A, Ghesquiere A.** Clinical comparison of an adhesive precoated vs. an uncoated ceramic brackets system. *Orthod Craniofac Res* 7, **2004**;15-20
99. **Sfondroni MF, Cacifesta V.** Haloj en versus high intensity light curing of uncoated and precoated brackets a shear bond strength study. *Br Orthod***2002** ;29;45-50
100. **Hirani S.** Bonding characteristics of a self etching primer and precoated brackets: an invitro study. *European Journal of Orthodontics* 28, **2006** 400-404
101. **Cal neto J, Augusto J.** Effect of a self etching primer on the shear bond strength of adhesive precoated brackets in vivo. *Angle orthod* **2006**; 76:127-131
102. **Vicente A, Bravo L.** Shear bond strength of precoated and uncoated brackets using a self etching primer. *Angle Orthodontist* vol:77, no:3, **2007**
103. **Hassan A.** Shear bond strength of precoated orthodontic brackets: an in vivo study. *Clinical cosmetic and investigational dentistry* **2010**: 2 42-45
104. **Wong M, Power S.** A prospective randomized clinical trial to compare precoated and noncoated brackets . *Journal of orthodontics* vol:30,**2003**,155-158
105. **Kula K ,Schreiner R.** Clinical bond failure of precoated and operator coated orthodontic brackets. *Orthod Craniofac Res***2002**; 5:161-5
106. **Oliver B, Dama M.** A retrospective clinical trial of adhesive precoated brackets and bonding system .*J Dent Assoc* **1997**; 63:101-7
107. **Arid JO, Durning P.** Fractures of polycarbonate edgewise brackets. A clinical and SEM study. *Br J Orthod* **1987**; 14: 191-5.
108. **Dobrin RJ, Kamel IL, Musich DR.** Load-deformation characteristics of polycarbonate orthodontic brackets. *Am J Orthod***1975**;67(1):24-33
109. **Faltermeier A, Behr M, Müssig D.** In vitro colour stability of aesthetic brackets. *Eur J Orthod***2007** ;29(4):354-8
110. **Akin-Nergiz N, Nergiz I, Behlfelt K, Platzer U.** Shear bond strength of a new polycarbonate bracket--an in vitro study with 14 adhesives. *Eur J Orthod***1996** ;18(3):295-301
111. **Alkire RG, Bagby MD, Gladwin MA, Kim H.** Torsional creep of polycarbonate orthodontic brackets. *Dent Mater*1997; 13: 2-6.
112. **Cozza P, Martucci L, De Toffol L, Penco SI.** Shear bond strength of metal brackets on enamel. *Angle Orthod***2006**;76(5):851-6
113. **Huang TH, Yen CC, Kao CT.** Comparison of ion release from new and recycled orthodontic brackets. *J Orthod Dentofacial Orthop.* **2001**;120(1):68-75
114. **Maccoll GA, Rossouw PE.** The relationship between bond strength and orthodontic bracket base surface area with conventional and microetch foil mesh bases. *Am J Orthod* **1998** 113:276
115. **Maijer R,Smith DC.**Corrosion of orthodontic bracket bases. *Am J Orthod* **1982**, 81:43
116. **Odegaard J, Segner D.** Shear bond strength of metal brackets compared with a new ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **1988**; 93:201-206
117. **Hyerke AI.** In vitro study of shear and tensile bond strengths comparing mechanically and chemically bonded ceramic brackets with three bonding agents. Master thesis University of Iowa **1989**

118. American Association of Orthodontist Summary of AAO ceramic bracket survey. The bulletin supplement **1989**;7
119. **Joseph VP, Rossouw PE.** The shear bond strength of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and lighth activated composite resin. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **1990**;97:121-12
120. **Storm ER.** Debonding ceramic brackets. *J Clin Orthod* **1990**;24:91-94.
121. **Guess MB, Watanabe LG, Beck FM.** The effect of silan coupling agent on the bond strength of polycrystalline ceramic brackets. *J Clin Orthod* **1988** ;22:788-792
122. **Iwomoto H, Kawamoto T .** Bond strength of a new ceramic brackets as studied in vitro. *J Dent Res* **1987**;66:928.
123. **Ripley KT.** In vitro comparative study of shear and tensile bond strength for stainless steel and ceramic orthodontic brackets. Master Thesis of University of Iowa; **1988**
124. **Swartz ML.**Ormco corporation a technical bulletin on the issue of bonding and debonding ceramic brackets, **1988**
125. **Bishara SE, Fehr DE.** Comparison of the effectiveness of pliers with narrow and wide blades in debonding ceramic brackets. *Am J Orthod Dento Facial Orthop* **1993**;103:253-257
126. **Fonesca J, Bishara S, Boyerd D .** A comparative study of the debonding strength of three ceramic brackets. *J Dent Res* **1993**;72:176(abstract)
127. **Baysal A, Uysal T, Ulker M, Usumez S.** Effects of high-intensity curing lights on microleakage under bonded lingual retainers. *Angle Orthod* **2008** Nov;78(6):1084-8
128. **Arikan S, Arhun N, Arman A, Cehreli SB.** Microleakage beneath ceramic and metal brackets photopolymerized with LED or conventional light curing units. *Angle Orthod* **2006** Nov;76(6):1035-40
129. **Noel L, Rebellato J, Sheats RD.** The effect of argon laser irradiation on demineralization resistance of human enamel adjacent to orthodontic brackets: an in vitro study. *Angle Orthod* **2003**;73(3):249-58
130. **Sfondrini MF, Cacciafesta V, Scribante A, Boehme A, Jost-Brinkmann PG.** Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of resin-modified glass ionomer cured with high-intensity halogen, light-emitting diode, and plasma arc lights. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **2006** Apr;129(4):541-6
131. **Klocke A, Korbmacher HM, Huck LG, Kahl-Nieke B.** Plasma arc curing lights for orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **2002** Dec;122(6):643-8
132. **Manzo B, Liistro G, De Clerck H.** Clinical trial comparing plasma arc and conventional halogen curing lights for orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **2004**;125(1):30-5
133. **Miyazaki M, Hattori T.** Evaluation of curing units used in private dental offices. *Oper Dent* **1998**23:50-54
134. **Pilo R, Oelgiesser D, Cardash HS.** A survey output intensity and potential for depth of cure among light curing units in clinical use. *J Dent* 27:235-241; **1999**
135. **Zach L, Cohen G.** Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 19:515-530, **1965**

136. **Oesterle LJ, Newman SM.** Rapid curing of composite with xenon plasma arc lighth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 119:610-616, **2001**
137. **Mills RW, Jandt KD.** Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J* **1989**, 186:338-391
138. **Uşümez S, Büyükyılmaz T, Karaman AI.** Effect of light-emitting diode on bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod* **2004**;74(2):259-63
139. **Thind BS, Stirrups DR, Lloyd CH.** A comparison of tungsten-quartz-halogen, plasma arc and light-emitting diode light sources for the polymerization of an orthodontic adhesive. *Eur J Ortho.* **2006** ;28(1):78-82
140. **Koupiş NS, Eliades T, Athanasiou AE.** Clinical evaluation of bracket bonding using two different polymerization sources. *Angle Orthod* **2008**;78(5):922-5
141. **Whittaker D.** Structural variations in the surface zone of human tooth enamel observed by scanning electron microscopy. *Archives of Oral Biology.* 1982, 27: 383-392
142. **Mattick CR, Hobson RS.** A comparative micro- topographic study of the buccal enamel of different tooth types. *Journal of Orthodontics* **2000**, 27:143- 148
143. **Hobson RS, McCabe JF.** Bond strength to surface enamel for different tooth types. *Dental Materials* **2001**,17:184-189
144. **Öztürk B, Malkoç S.** Influence of different tooth types on the bond strength of two orthodontic adhesive systems. *European Journal of Orthodontics*, **2008**; 30, 407-412
145. **Linklater RA, Gordon PH.** An ex vivo study to investigate bond strength of different tooth types. *Journal of Orthodontics* **2001**; 28:59-65
146. **Bishara SE, VonWald L, Zamtuea J, Damon PL** Effects of various methods of chlorhexidine application of shear bond strength *Am J Dentofacial Orthop* **1998**; 114: 150-153.
147. **Katona TR** A comparison of stresses developed in tension, shear peel, and torsion strength testing of direct bonded orthodontic brackets *Am J Dentofacial Orthop* **1997**; 112: 244-251.
148. **Mair LH, Vowles R.** The effect of thermal cycling on the fracture toughness of seven composite restorative materials. *Dent Mater.* **1989**;5(1):23-6
149. **Pilliar RM, Vowles R, Williams DF.** The effect of environmental aging on the fracture toughness of dental composites. *J Dent Res* **1987**;66(3):722-726
150. *International Organization for Standardization.* Dental Materials – Testing of adhesion to tooth structure **2003**; ISO/TS 11405
151. **Zachrisson YO, Zachrisson BU, Büyükyılmaz T.** Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **1996** Apr;109:420-30
152. **Ozcan M.** Adhesion of resin composites to biomaterials in dentistry: an evaluation of surface conditioning methods. *Thesis at the University of Groningen*, **2003**. ISBN 90-367-1942-9.
153. **Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF.** Effect of thermocycling on the shear bond strength of a cyanoacrylate orthodontic adhesive. *J Orthod Dentofacial Orthop* **2003**;123:21-
154. **Elekdag-Türk S, Türk T, İsci D, Ozkalayci N.** Thermocycling effects on shear bond strength of a self-etching primer. *Angle Orthod* **2008**;78(2):351-6

155. **Klocke A, Kahl-Nieke B.** Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **2006**;129(2):261-5
156. **Klocke A, Kahl-Nieke B.** Influence of force location in orthodontic shear bond strength testing. *Dent Mater* **2005**;21(5):391-44
157. **Reynolds IR.** A review of direct bonding. *Br J Orthod* **1975**;2:171-8
158. **Zachrisson BU.** Orthodontic bonding to artificial tooth surfaces: clinical versus laboratory findings *Am J Dentofacial Orthop* **2000**;117:592-4
159. **Mundstock K, Sadowsky L.** An invitro evaluation of metal reinforced orthodontic ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **1999**; 116:635-41
160. **Bishara SE, Olsen ME.** Comporision of the debonding charcsteristic of two innovative ceramic brackets designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **1999**;116:86-92
161. **Tawas MA, Watts DC.** A visible liğth activated direct bonding material: an in vitro study. *Br j orthod* **1984**;11:33-7
162. **Fox NA, Nanda RS.** A critique of bond strength testing in orthodontics. *Br J Orthod* **1994**;21:33-43
163. **Bishara SE, Olsen ME.** Evaluation of debonding characteristic of a anew collapsible ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofac Orthop* **1997**; 112:552-9
164. **Chung CH, Friedman D.** Shear bond strength of rebonded mechanically retentive ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* **2002**;122:282-7
165. **Theodorakopoulous L, Sadowsky PL.** Evaluation of the debonding characteristic of 2 ceramic brackets: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* **2004**;125:329-36
166. **Lemke K, Xu Xi.** Bond strength and debonding characteristic of two types of polycrystalline ceramic brackets. *Aust Orthod* **2010**; 26:134-140
167. **Pickett KL.** In vivo bond strength comporision with in vitro result (thesis) birmingham : University of Alabama at Birmingham; **2000**
168. **Jena AK, Duggai R.** Physical properties and clinical characteristic of ceramic brackets: a comprehensive rewiev. *Trends Biomater Artif Organs* Vol 20(2) pp 000-000(**2007**)
169. **Turk SE, İşçi D.** Debonding characteristic of a polymer mesh base ceramic bracket bonded with two different conditioning method. *European Journal Orthodontics* 31(**2009**) 88-88

ÖZGEÇMİŞ

Neslihan ÖZYÖRÜK YILDIRIM 1983 yılında Karabük’te doğdu. İlköğrenimini Karabük şirinevler ilkokulunda, orta ve lise öğrenimini Karabük Anadolu Lisesinde bitirdi. 2002 yılında Cumhuriyet Üniversitesinde dişhekimliği fakültesine başladı ve 2007 yılında mezun oldu. 2008 yılında Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortodonti Anabilim dalında doktora eğitimine başladı. Halen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ortodonti Anabilim dalında doktora eğitimine devam etmektedir.