



**YAŞLANDIRMANIN FARKLI ADEZİV SİSTEMLERİN MİKRO
MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİ**

Cansu DAĞDELEN AHISHA

**UZMANLIK TEZİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

NİSAN 2025

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Cansu DAĞDELEN AHISHA

16/04/2025

YAŞLANDIRMANIN FARKLI ADEZİV SİSTEMLERİN MİKRO MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİ

(Uzmanlık Tezi)

Cansu DAĞDELEN AHISHA

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Nisan 2025

ÖZET

Diş renginde dayanıklı restorasyonlara yönelik artan talep, güvenilir bağlanma ihtiyacını arttırmaktadır. Dentin dokusuna bağlanma, dentinin karmaşık biyolojik bileşimi nedeniyle her zaman zorlayıcı olmuştur. Yüksek bağlanma gücü elde edilmesi için adeziv ajan kollajen ağ boyunca homojen bir şekilde nüfuz etmeli ve etkili bir şekilde polimerize edilmelidir. Bu çalışmanın amacı; iki aşamalı self-etch adeziv sistem ve universal adeziv sistemin self-etch uygulama modu ve etch-and-rinse uygulama modunun dentin mikromakaslama bağlanma dayanımları üzerine etkilerini ve ayrıca 1 yıllık yaşlandırma prosedürlerini taklit eden ısısal yaşlandırma işleminin dentin mikromakaslama bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmektir. Bu tez çalışmasında 60 adet insan alt keser dişleri kullanıldı. İki aşamalı self-etch adeziv sistem (Clearfil SE Bond; Kuraray Noritake Dental, Japan), universal adeziv self-etch mod (Clearfil S³ Bond Universal; Kuraray Noritake Dental, Japan) ve universal adeziv etch-and-rinse mod (Clearfil S³ Bond Universal; Kuraray Noritake Dental, Japan) test edildi. Hazırlanan 1, 2 ve 3. test grupları yaşlandırma işlemi uygulanmadan 37°C su içinde 24 saat etüvde bekletildi, 4, 5 ve 6. test gruplarına ağız içi 1 yıl yaşlandırma işlemi taklit eden, 10.000 kez ısı ile yaşlandırma işlemi uygulandı. Hazırlanan örnekler mikromakaslama bağlanma dayanım testi ile değerlendirildi. Mikro makaslama bağlanma dayanım testinden sonra kopma yüzeyindeki kırılma tipi stereomikroskopta x10 büyütmede incelendi ve kırılma tipleri kaydedildi. Materyal kullanım modları söz konusu olduğunda başlangıç bağlanma dayanımı (T0) ve 1 yıllık yaşlandırma uygulanan (T1) ölçümlerinde bütün gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0.05$). Aynı materyal kullanım modu gruplarının başlangıç bağlanma dayanımı (T0) ile 1 yıllık yaşlandırma bağlanma dayanımı (T1) ölçüm değerleri karşılaştırıldığında SE ve U-SE grupları arasında istatistiksel fark görülürken ($p<0.05$), U-ER grubunda fark görülmedi ($p>0.05$). Bu tez çalışması sonuçlarına göre, dentin adeziv sistemlerin mikro makaslama bağlanma dayanımları karşılaştırıldığında SE grubu başlangıç ve 1 yıllık yaşlanma simülasyonu sonrası, U-ER ve U-SE gruplarından daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterdiği tespit edildi.

Bilim Kodu : 10101.08
Anahtar Kelimeler : Adeziv sistemler, makaslama bağlanma dayanımı
Sayfa Adedi : 66
Danışman : Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI

EFFECT OF AGING ON MICROSHEARING BOND STRENGTH OF DIFFERENT ADHESIVE SYSTEMS

(Speciality Thesis)

Cansu DAĞDELEN AHISHA

GAZİ UNIVERSITY

FACULTY OF DENTISTRY

April 2025

ABSTRACT

Due to the increasing demand for durable tooth-colored restorations, the need for a reliable bonding agent is needed. Bonding to dentin tissue has always been challenging due to the complex biological composition of dentin. To achieve high bond strength, the adhesive agent must penetrate uniformly throughout the collagen system and be polymerized effectively. The aim of this study was to evaluate the effects of two-step self-etch adhesive system and a universal adhesive system used as self-etch mode and etch-and-rinse mode on dentin microshear bond strengths and also to evaluate the effect of thermal aging process simulating 1-year aging procedures on dentin microshear bond strength. In this study, 60 human lower incisors were used. A two-step self-etch adhesive system (Clearfil SE Bond; Kuraray Noritake Dental, Japan), universal adhesive with self-etch mod (Clearfil S³ Bond Universal; Kuraray Noritake Dental, Japan), and universal adhesive with etch and rinse mod (Clearfil S³ Bond Universal; Kuraray Noritake Dental, Japan) were tested. The prepared 1st, 2nd and 3rd test groups were stored in water at 37°C for 24 hours without aging process, and the 4th, 5th and 6th test groups were aged with 10,000 thermal cycles, which simulates the 1-year oral aging process. Prepared samples were evaluated using microshear bond strength test. After the micro shear bond strength test, the fracture type on the fracture surface was examined under a stereomicroscope at x10 magnification and the fracture types were recorded. When comparing the material usage modes, at initial bond strength (T0) and 1 year aging applied (T1) groups, statistically significant differences were found between all groups ($p < 0.05$). When the initial bond strength (T0) and 1-year aging bond strength (T1) measurement values of the same material usage mode groups were compared, a statistical difference was observed between the SE and U-SE groups ($p < 0.05$), while no difference was observed in the U-ER group ($p > 0.05$). According to the results of this thesis study, when the micro shear bond strengths of dentin adhesive systems were compared, it was found that the SE group showed higher bond strength values than the U-ER and U-SE groups at the beginning and after 1-year aging simulation.

Science Code : 10101.08

Key Words : Adhesive systems, shear bond strength

Page Number : 66

Supervisor : Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez dönemim boyunca gerek klinik ve akademik gerek insani anlamda her zaman bana yol gösterici olan, desteğini, anlayışını ve hoşgörüsünü hep hissettiğim, mesleki ve insani olarak örnek aldığım, üzerimde çok emeği olan çok kıymetli hocam Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI'ya,

Uzmanlık eğitimim süresince üzerimde çok emeği olan, her konuda desteklerini esirgemeyen, kendilerinden birçok şey öğrendiğim çok değerli hocalarım; Prof. Dr. Oya BALA'ya, Prof. Dr. Hacer DENİZ ARISU'ya, Prof. Dr. Suat ÖZCAN'a, Doç. Dr. Cemile KEDİCİ ALP'e, Doç. Dr. Sinem AKGÜL'e, Doç. Dr. Hanife ALTINIŞIK'a, Öğr. Gör. Melike AYDOS EKİZ'e,

Tanıdığım günden itibaren bana her zaman destek olan, yan yana olabildiğimiz her anı bir şans bildiğim, bana bir aile ortamı sıcaklığı yaşatan Dr. Öğr. Üyesi Merve NEZİR'e, Uzm. Dt. Ayşenur BULUT'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca yan yana olduğumuz değerli arkadaşlarım Uzm. Dt. Beyza ARSLANDAŞ DİNÇTÜRK'e, Uzm.Dt. Nursima TOPKAYA'ya, Uzm. Dt. Ayşenur ALTUĞ YILDIRIM'a, Uzm. Dt. Evrim KAYA'ya, Arş. Gör. Dt. Sümeyye KANLIDERE'e, Arş. Gör. Dt. İlknur AKAY DEDE'ye, Arş. Gör. Dt. Deniz MIZRAK'a, Arş. Gör. Dt. Mert KARAKAŞ, Arş. Gör. Dt. Sena BALABAN'a, Arş. Gör. Dt. Umut DAĞDEVİREN'e, Arş. Gör. Dt. Arda BİNGÜL'e, Arş. Gör. Dt. Ayşenur YAZIM'a, Arş. Gör. Dt. Zeynep AYDIN'a ve Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık ve doktora eğitimi alan tüm asistan arkadaşlarıma,

Hayattaki en büyük şansım olan, her anımda emeği olan, her üzüntümü her mutluluğumu paylaşan, elinin değdiği her şeyi güzelleştiren benim canım ANNEM, Nezaket DAĞDELEN'e, kızı olmaktan gurur duyduğum, bana dik durmayı ve kendim olmayı öğreten canım BABAM, Hasan DAĞDELEN'e, her zaman yanımda olan, bana destek olan, hayatı güzelleştiren kardeşlerim Erkan ve Furkan'a,

Bana tüm duyguları en uç noktada hissettiren, korkuyu, kaygıyı ama en çok da karşılıksız sevgiyi her an hissetmemi sağlayan benim küçük kızım, İpek AHISHA'ya, ilk günden beri hayatı bana hep kolaylaştıran, her zaman yanımda olan, varlığıyla huzur bulduğum değerli eşim Ahmet AHISHA'ya sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu in vitro tez çalışması “TDH-2022-7810” kodlu proje ile Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	x
RESİMLERİN LİSTESİ	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Minenin Yapısal Özellikleri	5
2.2. Dentinin Yapısal Özellikleri.....	5
2.3. Adezyon	7
2.3.1. Diş dokusunda adezyonu etkileyen faktörler	7
2.3.2. Dentin dokusuna adezyon	8
2.4. Dental Adeziv Sistemler	9
2.4.1. Etch-and-rinse adeziv sistemler.....	11
2.4.2. Self-etch adeziv sistemler.....	11
2.4.3. Universal adeziv sistemler.....	12
2.5. Isısal değişim testi ile dinamik yaşlandırma işlemi	12
2.6. Adeziv Sistemlerin Laboratuvar Performanslarının Değerlendirilmesi.....	13
2.6.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi	14
2.6.2. Gerilim bağlanma dayanım testi	14
2.6.3. Mikromakaslama bağlanma dayanım (Microshear bond strength= μSBS) testi.....	14

Sayfa

2.6.4. Mikrogerilim bağlanma dayanım (Mikrotensile bond strength= μ TBS) testi	16
3. MATERYAL VE METOD	19
3.1. Dişlerin Toplanması ve Saklanması.....	19
3.2. Test Örneklerinin Hazırlanması	19
3.3. Deney Gruplarının Oluşturulması.....	22
3.4. Adeziv Sistemlerin Uygulanması.....	22
3.5. Örneklerle Kompozit Uygulaması	25
3.6. Örneklerle Termalsiklus Uygulaması.....	28
3.7. Mikromakaslama Bağlanma Dayanım Test Uygulaması.....	29
3.8. Kırılma Analizi	32
3.9. İstatistiksel Analiz.....	33
4. BULGULAR	35
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Testine Ait Bulgular.....	35
4.2. Kırılma Analizi Bulguları	37
5. TARTIŞMA.....	39
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	47
KAYNAKLAR.....	49
ÖZGEÇMİŞ	61

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Test örneklerinin gruplandırılması	22
Çizelge 3.2. Kullanılan LED ışık kaynağının özellikleri	23
Çizelge 3.3. Kullanılan adeziv sistemlerin pH Seviyesi, kompozisyonu ve uygulama protokolü.....	25
Çizelge 3.4. Kullanılan kompozit rezin restoratif materyalin kompozisyonu ve doldurucu oranı.....	28
Çizelge 4.1. Başlangıç bağlanma dayanım ölçümünün gruplara göre karşılaştırılması.....	35
Çizelge 4.2. 1 yıllık yaşlandırma bağlanma dayanım ölçümünün gruplara göre karşılaştırılması.....	35
Çizelge 4.3. Bağlanma dayanım ölçümlerinin grup ayrımında başlangıç (T0) -1 yıllık yaşlandırma (T1) karşılaştırılması	36
Çizelge 4.4. Mikro makaslama bağlanma dayanım testi uygulanan örneklerin kırılma tiplerinin dağılımı	38

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Değim açısı.....	7
Şekil 2.2. Mikro makaslama bağlanma dayanımı testi.....	15
Şekil 4.1. T0 ve T1 bağlanma dayanım ölçümlerinin gruplara göre karşılaştırılması ...	36
Şekil 4.2. Bağlanma dayanım ölçümlerinin grup ayrımında başlangıç (T0) ve 1 yıllık yaşlandırma (T1) karşılaştırılması.....	37



RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Kök yüzeyi mine-dentin birleşiminin 1-2 mm altından kesilen dişler bukkal yüzeyi üstte olacak şekilde polivinilklorür (PVC) silindir ile çevrili pembe soğuk akril içine yerleştirildi.....	20
Resim 3.2. Zımparalama ve parlatma cihazı	20
Resim 3.3. 180 ve 320 grid zımpara kağıtlar	21
Resim 3.4. Standart smear tabakası oluşturulması için dentin yüzeyinin 60 saniye süre ile 320 grid'lik zımpara kâğıt ile zımparalanma işleminden sonraki görüntüsü.....	21
Resim 3.5. LED ışık cihazı.....	23
Resim 3.6. İki aşamalı SE adeziv sistem.....	24
Resim 3.7. Universal adeziv sistem	24
Resim 3.8. 0,8 mm iç çap, 1mm dış çap ve 1mm yüksekliğe sahip şeffaf tüp.....	26
Resim 3.9. Kullanılan kompozit rezin restoratif materyal	26
Resim 3.10. A:Bağlayıcı ajan/ Adeziv uygulanan dentin yüzeyi B: Kompozit rezin restoratif materyal yerleştirilen test örneği	27
Resim 3.11. Etüv cihazı.....	29
Resim 3.12. Termalsiklus cihazı	29
Resim 3.13. Universal test cihazına	30
Resim 3.14. Örneklerin mikromakaslama bağlanma dayanım testi için universal test cihazına (Schimadzu IG-IS, Japonya) özel bir aparat ile sabitlenmesi.....	31
Resim 3.15. Kırma ucu ile test örneklerinin birbirlerine temas etmedikleri en yakın noktada konumlandırılması.....	32
Resim 4.1. Kırık tiplerine ait örnekler.....	38

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Kısaltmalar	Açıklamalar
%	Yüzde
10-MDP	10-Metakriloksidesil Dihidrojen Fosfat
4-MET	4-metakriloksietil trimellitik asit
4-META	4-Metakriloksetil trimellitat anhidrit
Bis-GMA	Bisfenol glisidil metakrilat
cm	Santimetre
dk	Dakika
EDTA	Etilendiamin tetraasetik asit
ER	Etch-and-Rinse (Pürüzlendir-ve-Yıka)
GPDM	Gliserol fosfat dimetakrilat
HAP	Hidroksiapatit
HEMA	Hidroksietil metakrilat
ISO	Uluslararası standardizasyon organizasyonu
LED	Light Emitted Diode (Işık Saçan Diyod)
M	Median
Max	Maksimum
Min	Minimum
mm	Milimetre
mm/dk	Milimetre/dakika
mm²	Milimetrekare
MPa	Megapascal
N	Kuvvet
nm	Nanometre
°C	Santigrat derece
Ort	Ortalama
p	İstatistiksel anlamlılık düzeyi
pH	Bir çözeltinin asitlik veya alkalilik derecesi

Kısaltmalar	Açıklamalar
PVC	Polivinilklorür
SE	Self Etch (Kendinden Pürüzlendiren)
SEM	Taramalı elektron mikroskobu
sn	Saniye
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
Ss	Standart sapma
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
µm	Mikrometre
µSBS	Micro Shear Bond Strength (Mikro Makaslama Bağlanma Dayanımı)
µTBS	Micro Tensile Bond Strength (Mikro Gerilim Bağlanma Dayanımı)

1. GİRİŞ

Hastaların artan estetik taleplerinin karşılanması için uygulaması kolay klinik aşamalara sahip diş renginde restoratif materyaller ile direkt restorasyon uygulamaları yaygınlaşmıştır. Direkt kompozit rezin restorasyon uygulamalarında klinik başarısızlık oranı sağkalım sonuçlarına göre %15-50 aralığındadır^{1,2}. Başarısızlık sebepleri sekonder çürük, restorasyonda kırık, marjinal uyumsuzluk, aşınma ve postoperatif hassasiyettir.

Adeziv sistemlerin gelişmesine bağlı kavite hazırlamaya yönelik tutumlar değişmektedir. Daha kuvvetli bağlanma ile mekanik tutuculuğun artırılması için uygulanan kırılma kuyruğu veya oluk şeklinde destekleyici kaviteler hazırlanma gerekliliği ortadan kalkar. Dolayısıyla, sağlam diş dokusu büyük miktarda korunur.

Estetik restoratif materyallerin başarısında adeziv sistemler kritik öneme sahiptir. Buonocore, 1954 yılında asitle pürüzlendirilen mine yüzeyine ilk başarılı adezyon denemesini gerçekleştirdiğinden beri, mine ve dentine bağlanma mekanizması kapsamlı şekilde araştırılmış ve 1990 yıllarının başlarında üç aşamalı adeziv sistemler geliştirilmiştir. Klinik uygulama süresinin azaltılması için sırasıyla 2 aşamalı etch-and-rinse ve tek aşamalı self-etch adeziv sistemler yeni nesil dental adeziv sistemler olarak tanıtılmıştır³.

Bilinen en eski sistemler üç aşamalı ve iki aşamalı etch-and-rinse (ER) adeziv sistemlerdir. Üç aşamalı ER adeziv sistemler; yüzeyi pürüzlendiren asit, primer ve adeziv rezin (bağlayıcı ajan= bonding agent) içerir. İki aşamalı ER adeziv sistemler; yüzeyi pürüzlendiren asit ve adeziv rezin uygulamasından oluşur. Self-etch (SE) adeziv sistemler, ayrı bir asit ile pürüzlendirme aşaması kullanılmayan adeziv sistemler olarak bilinir. SE adeziv sistemler, mine ve dentin yüzeyinde, yüzeyel hidroksiapatiti hafifçe dekalsifiye eder ve rezidüel smear tabakasını adeziv arayüze entegre eder. Dekalsifikasyon derinliği, primerin asiditesine bağlıdır: ultra hafif ($\text{pH} \geq 2$), hafif ($\text{pH} \approx 2$), orta derecede güçlü ($\text{pH} 1-2$) ve güçlü ($\text{pH} < 1$). SE adeziv sistem uygulaması tek aşama veya iki aşamada gerçekleşir. Clearfil SE Bond (Kuraray Noritake Dental, Inc, Tokyo, Japonya), ilk 1990'ların sonlarında, Japonya'da Mega Bond ismi ile kullanılan, dentini $< 1 \mu\text{m}$ derinliğe kadar kısmen dekalsifiye eden hafif ($\text{pH} \approx 2$) iki aşamalı SE adeziv sistemdir. Clearfil SE Bond, çürüksüz servikal lezyonların restorasyonunda 13 yıllık mükemmel klinik sonuçlara sahiptir⁴.

“Universal adeziv” veya “multi-mode” ismi verilen adeziv sistemler, self-etch tekniğinin “basitleştirme” ve ER tekniğinin “bağlanma gücü” özelliklerini birleştirme amacı ile geliştirilmiştir. Universal adeziv sistemler, ER, self-etch ve seçici pürüzlendirme (selective-etch) gibi tekniklerin kullanımına olanak sağlar⁵⁻⁸.

Dentin adeziv sistemlerinin ilk nesilleri, nispeten hidrofobik yapıdadır ve bağlanma için kuru dental substrat gerektirir. Adeziv sistemlerdeki gelişmeler ile yeniden formüle edilen sistemlerde, 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) içeren adeziv sistemlerin dentin yüzeyini ıslatabildiği ve daha fazla nemi tolere ettiği tespit edildi⁹. Bu nem tolerans özelliği, “ER tekniği” için önemlidir. ER tekniğinin ilk tanıtımında, dentine adezyon asitle pürüzlendirme işleminden sonra yüzeyin kurutulması tavsiye edilmiştir. Ancak, asitle pürüzlendirilen dentin yüzeyinin havayla kurutulması, kollajen fibril matriks yapıya ve rezin infiltrasyonuna müdahale ettiği kanıtlanmıştır. Dentin tübüllerinin optimal hibridizasyonu ve sızdırmazlık sağlaması sırasında, ER adeziv tekniğinin uygulama aşamaları daha hassastır⁹.

Derin dentin, smear tabakasının uzaklaştırılmasından sonra doğal olarak ıslaktır. Adeziv sistemlerdeki uçucu solventler hızlı bir şekilde buharlaşır, dentin sıvısının sürekli hareketi adezivlerin polimerizasyonundan önce adeziv ara yüzde açık dentin tübüllerinde su dolu kabarcıkların sıkışmasına neden olabilir. Hastalarda çiğneme esnasında, bu kabarcıklar, sıvının tübüller boyunca hızlı hareket etmesine neden olan bir pompalama etkisi yaratabilir ve bu da pulpa-dentin kompleksindeki A-delta sinir liflerini tetikler ve hassasiyete neden olur¹⁰.

Dentin yüzeyinde, asit ile pürüzlendirme ile 3-5µm derinliğinde demineralize bölge oluşur ve hidroksiapatit ile çevrili olmayan kollajen lifleri açığa çıkar. Self-etch adezivlerin diş dokusuna bağlanma mekanizması mikro-mekanik tutuculuk ve kimyasal bağlanma şeklinde 2 yön içerir. Mikro-mekanik bağlanma, bazı minerallerin yüzeyden uzaklaşması ve rezin monomerler ile yer değiştirdiği değişim işlemidir. Mikro-bağlanma, ani bağlantı kaybını önlerken, kimyasal etkileşimler, bağlantı ara yüzeyini bozulmaya karşı korur¹¹.

Diş sert dokularına kompozit rezin restoratif materyallerin bağlanma dayanımları restorasyonun klinik başarısını etkileyen faktörlerin başında gelmektedir. Diş sert dokularından mine dokusuna bağlanma etch-and-rinse adeziv sistemler kullanılarak başarılı bir şekilde sağlamaktadır ancak dentin dokusunun yapısal farklılıkları nedeni ile kompozit

rezin materyallerin dentine bağlanmasındaki başarısı üzerinde çalışmalar devam etmektedir. Bu neden ile dentin yüzeyine mikromakaslama bağlanma dayanımı test edilecektir.

Çalışma sonucunda kompozit rezin restorasyonların dentine bağlanmasında hangi adeziv sistemin daha başarılı olduğunun gözlemlenmesi ve klinikte restorasyon ömrünün uzatılması ve tekrarlayan restorasyonlardan kaynaklanan maliyetin önüne geçilmesi için kompozit rezin restorasyon uygulamalarında adeziv seçiminde yol gösterici olması hedeflenmektedir.

Bu çalışmanın amacı; iki aşamalı self-etch adeziv sistem ve universal adeziv sistemin self-etch uygulama modu ve etch-and-rinse uygulama modunun dentin mikromakaslama bağlanma dayanımları üzerine etkilerini ve ayrıca 1 yıllık yaşlandırma prosedürlerini taklit eden ısısal yaşlandırma işleminin dentin mikromakaslama bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmektir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Minenin Yapısal Özellikleri

Diş gelişimi birbirini takip eden başlangıç evresi (6.-7. haftalar), tomurcuk evresi (8. hafta), şapka evresi (9.-10. haftalar), çan evresi (11.-12. haftalar), apozisyon evresi (her dişte değişir) ve olgunlaşma evresi (her dişte değişir) şeklinde farklı evrelerden oluşur¹².

Mine dokusu ektoderm kaynaklı bir dokudur. Mine dokusu, dişler sürmeden önce çene kemiği içerisinde iken amelogenezis aşamasında oluşur. Mine dokusunu oluşturan hücreler, ameloblastlar, hücre dışı bir matris salgılar, burada mine proteinleri ve proteazlar kalsiyum fosfat kristallerinin şeklini, düzenini ve mineralizasyonunu düzenler¹³. İlk sert doku formasyonu dentin dokusunda başlar. Ameloblastlar ve odontoblastlar arasında predentin (manto dentin) olarak adlandırılan dentinoid doku oluşur. Predentin oluşumu, ameloblastları stimüle ederek mine oluşumunu başlatır. İlk oluşan mineye preenamel denir¹³.

Mine dokusu, kristalin örgü şeklindeki hidroksiapatitin yoğunlukta olduğu ağırlıkça %95-98 inorganik materyal içeren kristalize bir yapıdır. Yapısı, ağırlıkça %1-2 organik içerik ve yaklaşık %4 sudan oluşur¹³.

İnsan mine dokusu; çapraz kesitlerde yuvarlak bir baş (yaklaşık 5 µm genişliğinde) ve bir kuyruk bölümünden oluşan birbirine kenetlenmiş prizmalarından meydana gelir. Genellikle baş kısmı okluzal ve insizal yönde, kuyruk bölümü ise servikal yönde konumlanır. Mine-dentin birleşiminde mine prizmaları arasında hipermineralize yapıda mine prizmaları bulunur. Mine dokusunun yüzeyinden mine-dentin birleşimine doğru genişleyen mine prizmaları arasındaki, ince ve yaprak görünümünde mine lamelleri denilen kusurlu alanlar bulunur. Mine-dentin birleşiminden mineye doğru uzanan odontoblast uzantıları mine pistonları olarak tanımlanır¹⁴.

2.2. Dentinin Yapısal Özellikleri

Dentin dokusu mezoderm kaynaklı bir dokudur. Olgun dentin yaklaşık %70 inorganik, %20 organik yapıdan oluşur ve ağırlıkça %10 su içerir. Dentin dokusunun inorganik yapısı, kalsiyum fosfat, kalsiyum hidroksit ve hidroksil apatitten oluşur. Dentinin mineralizasyonu, kollajen lifler boyunca oluşur, dolayısı ile dentinin yapısında kollajen yapı önemli bir etkiye

sahiptir¹⁵. Dentin matriksinde, kollajenin %86'sı tip I kollajenden oluşurken, yapıda tip III, V ve VI kollajen de bulunur¹⁶.

Embriyolojik gelişim dönemleri ve dış etkenlere bağlı olarak dentin türleri tanımlanır. Primer dentin, diş sürme aşamasından önce ve diş sürme sırasında oluşur. Manto dentin, mine tabakasının altında primer dentinin en dış tabakasıdır. Sekonder dentin, diş sürdükten ve okluzyona geldikten sonra ömür boyu oluşumu devam eden dentin türüdür. Sekonder dentin, küçük tübüller içeren daha düzensiz yapısı ile primer dentinden ayrılır. Tersiyer dentin, çeşitli uyaranlardan (çürük, atrizyon, travma ve restoratif işlemler vb.) etkilenen sekonder odontoblastlar tarafından üretilen dentin türüdür. Uyarının yoğunluğu ve şiddeti odontoblastların cevabını etkileyerek tersiyer dentinin kalitesini ve miktarını belirler. Sekonder dentin üretimi yavaş iken tersiyer dentin hızlı üretilir. Uyarın sonucu oluşan bu dentin yapısı daha düzensizdir ve daha az sayıda dentin tübülüne sahiptir. Predentin ise dentinin pulpa tarafında olan mineralize olmamış matrikse sahip en iç tabakasıdır. Bu tabaka dentin bütünlüğünde önemlidir ve dentinogenozin aktif olduğu yerlerde daha kalın yapıdadır¹⁷.

Dentin histolojisi incelendiğinde; dentin tübülleri, peritübüler dentin, intertübüler dentin, interglobüler dentin ve gelişim çizgilerinden oluşur.

Odontoblast hücreleri matriks yapıyı sentezleyen hücrelerdir. Bu hücrelerin mineralize olan matriks içerisinde kalan protoplazmik uzantıları ile dentin tübüllü bir yapıdan oluşur. Dentin tübülleri odontoblast uzantıları ile birlikte albumin, immunglobulin G (IgG), transferin, tenascin ve proteoglikan gibi kompleks proteinler içeren dentin lenfine de sahiptir. Ayrıca, sinir lifleride bu yapıya eşlik edebilir. Peritübüler dentin, odontoblast uzantıları etrafında dentin tübülünü bir kılıf gibi kaplar. İntertübüler dentin, peritübüler dentin halkaları arasında daha az kalsifiye bölgedir¹⁵.

Dentin tübül çapları, pulpaya yaklaştıkça artar. Pulpa yüzeyine yakın dentin tübülü çapı ~2.5 µm iken, mine dentin birleşim bölgesinde ~0.8 µm'dir. Benzer şekilde, dentin tübül hacmi pulpa yakınında ~ 45.000/mm² iken, mine dentin birleşim bölgesinde ise ~20.000/mm²' dir. Pulpa basıncı 25-30 mm Hg veya 34-40 cm H₂O' dir¹⁸. Dentin dokusunun açığa çıkması halinde pulpal basınç nedeniyle, dentin tübülleri içerisindeki sıvı dışarı yönde hareket eder

dentin yüzeyinin nemlenmesine neden olur. Hem dentin tübül çaplarında hem de dentin nem değişimleri adeziv sistemlerin dentin dokusuna bağlanmasını etkileyen faktörlerdir^{19,20}.

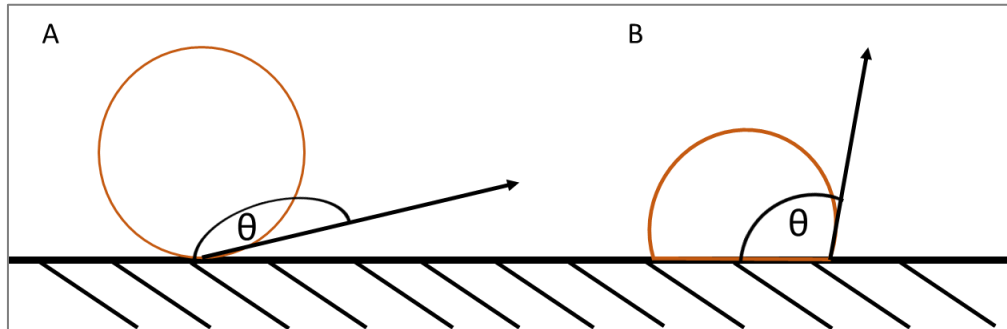
2.3. Adezyon

Adezyon, farklı yüzeylerin bağlanmasını veya farklı moleküller arası çekimi tanımlar. Adezyonu sağlayan yapı “adeziv” olarak adlandırılır ve çoğunlukla visköz yapıda bir maddedir. İki farklı yüzeyi birbirine bağladıktan sonra rijit hal alır ve yüzeyler arası kuvvet iletimini sağlar. Adezivin uygulandığı yüzey “adherent” olarak bilinir. Adezivin aderent yüzeyine teması ile küresel bir yapı oluşur. Bu yapı ile adherent yüzey arasındaki açıya “değim açısı” denir. Bu açının sıfıra yakın olması kuvvetli adezyon için istenilen şartlardandır. Bu şartın elde edilmesi için yüzeyin temiz olması ile ıslatılabilirliğin artması sağlanır. Bunlara ilaveten, adezivin yüzey gerilimi, aderentin yüzey gerilimden daha düşük olduğunda değim açısı düşük olur ve güçlü bir adezyon gerçekleşir²¹.

Diş hekimliğinde, adezyon protokolleri, mine ve dentin dokularına metakrilat içerikli rezin infiltratın mikromekanik retansiyonuna dayanır²².

2.3.1. Diş dokusunda adezyonu etkileyen faktörler

Bir sıvının, katı bir yüzey ile temas kurabilme becerisi ıslanabilirlik olarak tanımlanır. Adeziv materyalin viskozitesi, yüzeyde var olan düzensizlikler ve kontaminasyon ıslanabilirliği etkileyen faktörlerdir. En önemli etken ise adeziv ve adherentin yüzey enerjileridir. Islanabilirlik temas açısı ile ölçülür. Temas açısı, sıvı ve katı materyallerin teması sonucu, aralarında oluşan açıdır. Bu açı ne kadar azalırsa, ıslanabilirlik o kadar artar. Temas açısı ve ıslanabilirlik, yüzey gerilimi ve yüzey enerjisinden etkilenir (Şekil 2.1.).



Şekil 2.1. Değim açısı. A, Büyük değim açısı. B, Küçük değim açısı

Bir materyalin yapısındaki moleküller, her yönde çekim kuvvetlerine maruz kalır. Materyalin dış yüzeyinde bu denge bozulduğunda, içe doğru bir çekim oluşur. Oluşan bu kuvvete “yüzey enerjisi” denir. Sıvı materyallerde bu durum “yüzey gerilimi” olarak adlandırılır. Ağız ortamında bulunan tükürük, biofilm ve diğer organik debrisler, substratın yüzey enerjisini düşüren etkide bulunur²³.

Adeziv sistemlerin, diş yüzeyine yakın teması ve yayılması, adezyon için zorunlu koşullardır. Dentin ıslanabilirliği ve adeziv infiltrasyon derinliği, rezin-dentin bağlarının kalitesi ve dayanıklılığı üzerinde önemli bir role sahiptir. Yüzey ile adeziv arasındaki temas açısı, adezivin yüzeyde yayılma derecesini yansıtır ve ıslanabilirliğini ifade eder²⁴.

Asit ile smear tabakasının yüzeyden uzaklaştırılması hem sağlam hem de çürükten etkilenen dentinde ıslanabilirliği artırır, çünkü smear kaplı dentine kıyasla daha düşük temas açıları oluşturur²⁵. Mineralize dentinin su içeriği yaklaşık %25 iken, fosforik asitle demineralize edilmiş dentinde bu içerik yaklaşık %75’tir. Dentin yüzeyine fosforik asit uygulamasını takiben asitin su ile uzaklaştırılması dentin yüzeyindeki smear tabakasını uzaklaştırır ve dentin yüzeyinin pürüzlülüğü önemli ölçüde artar bu durum yüksek ıslanabilirlik ile açıklanır²⁶.

İdeal bağlanma koşullarının sağlanması için asit ile dentin yüzeyinin demineralize edilmesi sonrası, dentin dokusunda kollajen fibrillerin çökmesinin önlenmesi için dentin nemli tutulmalıdır. Ancak, dentinin aşırı nemli olması da kollajen fibrillerinin arasına rezin infiltrasyonunu önler²⁷.

2.3.2. Dentin dokusuna adezyon

Dentinin yapısı ve doğal ıslaklığı, adezyon kavramında dentini, zor bir substrat haline getirir. Çoğu klinik durumda dentin, smear tabakası ile kaplı kalır, bu durum adezyonda moleküllerinin penetrasyonunu engeller. Bu nedenle, smear tabakasının asit uygulaması ile uzaklaştırılması (etch-and-rinse sistem) veya modifiye edilmesi (self-etch sistem) güçlü bir adezyon için çok önemlidir²⁷.

Smear tabakasının kalınlığı, yoğunluğu ve alttaki dentine tutunması, smear tabakasının oluşturulma şekli ile ilgilidir, bileşimi ise freze edilen dokunun özelliklerine bağlıdır. Genel

olarak, dentin smear tabakası, hidroksiapatit (HAP) ve denatüre kollajenden oluşur ve dentin yüzeyine zayıf tutunması nedeniyle iyi bir adezyonu engelleyebilir²⁸. Smear tabakası, fosforik asit uygulaması ile uzaklaştırılabilir. Ancak, uygulanan asitin konsantrasyonu önemlidir. %13-20 gibi daha düşük konsantrasyonlar, dentin yüzeyinde daha az pürüzlendirme etkisi gösterdiği ve smear tabakasını tamamen uzaklaştırılmadığı rapor edilir²⁹. Benzer şekilde, %65 gibi yüksek konsantrasyonlar da ise daha düşük bağlanma gücü gösterir³⁰. Klinik uygulamalarda, rutin kullanım için optimum fosforik asit konsantrasyonu %30-40 olmalıdır²⁷. Bununla birlikte, dentin kollajeninin uzun süreli bozulması, self-etching adeziv ile karşılaştırıldığında, etch-and-rinse adeziv sistemde daha belirgindir³¹. Bu durum, daha fazla dentin kollajen fibrillerini açığa çıkaran fosforik asidin agresif demineralizasyonundan kaynaklanır. Sonuç olarak, kollajenolitik aktiviteden sorumlu endojen enzim olan matriks metalloproteinazlar (MMP'ler) aktive edilir ve çıplak kollajeni zamanla bozar³². Fosforik asitle pürüzlendirmenin neden olduğu, dentin kollajen degradasyonunun en aza indirilmesi için önerilen yaklaşım pürüzlendirme süresinin azaltılmasıdır³³.

Hibrit tabaka, rezin ile sarılmış kollajen fibrillerinden oluşur. Bu tabaka, adeziv-dentin bağlanma gücünden sorumludur. Yüksek bağlanma gücü elde edilmesi için adeziv kollajen sistemi boyunca homojen bir şekilde nüfuz etmeli ve etkili bir şekilde polimerize edilmelidir³⁴. Ancak, adeziv rezinin dentine infiltrasyonu her zaman asit ile pürüzlendirme derinliğine ulaşamaz³⁵. Buna ek olarak, dentin matriksinde kalan suyun uzaklaştırılamaması sonucu bağlanma olumsuz etkilenebilir³⁶.

2.4. Dental Adeziv Sistemler

Dentine bağlanma için gliserofosforik asit dimetakrilat (GPDM) kullanımı ilk self-etch adeziv uygulamalardandır³⁷. Michael Buonocore, 1955'de mine yüzeyini pürüzlendirmek ve yüzeyi mekanik adezyona daha uygun hale getirmek için %85 fosforik asit kullanmıştır³⁸.

İkinci nesil dentin bağlayıcı sistemler, 1980'lerin başında geliştirildi. Bu bağlayıcı sistemler, esas olarak doldurucu içermeyen rezinlerin, bisfenol-glisidilmetakrilat (Bis-GMA) ve hidroksietil metakrilat (HEMA) gibi halofosforlu esterlerinden oluşur^{38,39}. Dentine bağlanma, dentin yüzeyinin ıslanma ve fosfat grupları ile dentin kalsiyumu arasında iyonik etkileşimine bağlıdır³⁹.

Smear tabakasını uzaklaştıran ve/veya değiştiren üçüncü nesil adeziv sistemler 1980'lerin sonunda geliştirildi^{38,39}. Bu sistemlerde, dentinin asitle pürüzlendirilmesi ile dentin tübülleri açılır ve adezivlere karşı geçirgenliği kısmen artar. Bu üçüncü nesil adeziv sistemlerde çoğunlukla, smear tabakasına sızabilen ve smear tabakasını modifiye edip bağlanmayı teşvik eden, hidrofilik dentin-rezin primeri kullanılır^{38,39}.

ER tekniği, mine ve dentinin fosforik asit ile aynı anda pürüzlendirilmesini içerir. Asidik etki ile smear tabakasının tamamen uzaklaştırılmasıyla dentinin mineralize dokuları olan peritübüler dentin ve intertübüler dentin demineralize olur. Bu dördüncü nesil adezivlerin primeri iki fonksiyonel grup (bir hidrofilik grup ve bir hidrofobik grup) içeren bir veya daha fazla hidrofilik resin monomer solventten oluşur. Hidrofilik grup dentin yüzeyine karşı afiniteye sahip iken hidrofobik (metakrilat) grubu resin için afiniteye sahiptir. Sonuç olarak, primer, dentin yüzeyinin yüzey enerjisini ve ıslanabilirliğini artırır³⁹. Doldurucu içermeyen bağlayıcı ajanlar, açığa çıkan kollajen fibril ağı yayılır, hibrit tabaka oluşturur ve mikromekanik olarak birbirine kenetlenir. Böylece, "hibrit tabaka" olarak adlandırılan bir kollajen ve resin tabakası ortaya çıkar⁴⁰.

Dördüncü nesil çok aşamalı dental adeziv uygulaması, "altın standart" olarak kabul edilir. Beşinci nesil bağlayıcı ajan uygulamasının, daha fazla kullanıcı dostu olması ve daha az zaman alması için ER tekniği basitleştirilmiştir³⁹.

Altıncı nesil olan self-etch adeziv sistemler, aynı derinlikte dentin yüzeyinde demineralizasyona sağlar ve infiltre olur. Teorik olarak, adezivin açıkta kalan kollajen ağı eksik penetrasyonunu önler. Bu sistemler karboksilik ve fosfat grupları ile 10-MDP, 4-MET ve fenil-P gibi spesifik fonksiyonel monomerler içerir. Bu fonksiyonel gruplar hidroksiapatit içindeki kalsiyum ile iyonik olarak bağlanarak dentinde kimyasal bağlanma sağlayabilir⁴⁰.

Self-etch yaklaşımı, sahip olduğu uygulama süresinin azaltılması ve düşük teknik duyarlılık özellikleri nedeniyle en iyi gelecek perspektifine sahip sistemdir⁴¹.

Günümüzde ticari bir strateji olarak, adeziv uygulamalarının, basitleştirilmesi hedeflenir ve "universal/ multimode" olarak adlandırılan adeziv sistemler kullanıma sunulur. Universal adeziv sistemlerin çoğu iki aşamalı etch-and-rinse ve tek aşamalı self-etch bağlayıcı ajan uygulamalarıdır⁴²⁻⁴⁴.

2.4.1. Etch-and-rinse adeziv sistemler

Etch-and-rinse tekniğinde, asit uygulamasını takiben primer uygulanır. Primerin yapısı, aseton, etanol veya su gibi organik solventler içinde çözünmüş HEMA gibi hidrofilik özelliklere sahip spesifik monomerlerden oluşur. HEMA ıslanabilirliği arttırıp ve kollajen ağının yeniden genişlemesini teşvik ederken, solventler nemi ortamdan uzaklaştırır, böylece kollajen ağ rezin infiltrasyonu için hazır hale gelir⁴⁵.

Mine yüzeyinin asitle pürüzlendirilmesi ile yüzeyde gerçekleşen çözümlerle makro ve mikro gözenekler oluşur ve hidrofobik bağlayıcı ajanın yüzeye nüfuz etmesiyle dental substratta elde edilebilecek en iyi bağlantı olan mikromekanik kilitlenme gerçekleşir. Dentine bağlantı ise yapısı gereği mine dokusuna bağlantıdan daha hassas ve zordur³⁸.

ER tekniğinin kritik ve son derece hassas olduğu düşünülmektedir, çünkü ‘aşırı kurutulmuş’ dentin, demineralize kollajen liflerinin kollabe olmasına neden olur ve düşük monomer difüzyonu işlevsel olarak hibrit tabakanın oluşumunu engeller. ‘Aşırı ıslak’ koşullar ise rezin-dentin ara yüzeyinde kabarcık ve globül benzeri boşlukların oluşmasına neden olur⁴⁶. Ayrıca ‘aşırı nemli’ ortamda monomer polimerizasyonunda da eksiklikler görülmektedir³⁸. Nem yalnızca dış kaynaklı olmayıp iç kaynaklı da olabileceği için dentin neminin standardize edilmesi oldukça güçtür. Bu teknik, dental adezyonda hala altın standart olmasına rağmen nem hassasiyeti dolayısı ile mevcut eğilim, basitleştirilmiş self-etch materyallerin gelişimi yönündedir.

2.4.2. Self-etch adeziv sistemler

Güncel self-etch ve “all in one” adeziv sistemler uygulama protokolünde klinik aşamaların azaltılması sebebi ile kullanıcı dostu olarak kabul edilir. Smear tabakası self-etch sistemler ile tamamen uzaklaştırılmadığı için dentin tübüllerine azalan rezin infiltrasyonuna bağlı olası postoperatif hassasiyet büyük ölçüde elimine olur.

Self-etch adeziv sistemlerin, dentine bağlanmanın aksine mineye bağlanması tartışmalıdır. Self-etch adeziv sistemlerin mine ile bağlanması için mine yüzeyine fosforik asit kullanımı ile pürüzlendirilmelidir⁴⁷.

Gerçekleştirilen yüzey tarama elektron mikroskop (SEM) çalışmalarında, aprizmatik mine yüzeyinde pürüzlendirme modellerinin uygulanan asit konsantrasyonu ve/veya uygulama süresine bağlı olduğunu ifade edilir. Bir başka çalışmada, %17 etilendiamintetraasetik asit (EDTA) gibi hafif asit uygulamasının mine yüzeyinde yetersiz pürüzlendirme gösterdiği tespit edildi⁴⁸. Mine yüzeyine fosforik asit veya benzeri asit ile kısa sürelerde pürüzlendirilme işlemi gerçekleştirildiğinde gözenekli, potansiyel olarak kalıcı 'mercan benzeri' tanımlanan yüzey aşınma deseni gözlenir⁴⁷.

2.4.3. Universal adeziv sistemler

Günümüzde, tek aşamalı universal adeziv sistemler, klinisyenler tarafından oldukça ilgi görmektedir. Bu sistemler hem etch-and-rinse hem de self-etch modlarında uygulanabilir ve hem direkt hem de indirekt restorasyon uygulamalarında tercih edilir. Ayrıca, klinik araştırma bulguları değerlendirmeleri tatmin edici sonuçlar sergiler⁴⁹.

Universal adeziv sistemler, self-etch adeziv sistemlere benzer şekilde asidik rezin içerir. Mevcut universal adeziv sistemlerin çoğu 10-MDP fonksiyonel monomer içerir. Bu fonksiyonel monomer, hidroksi apatit yapıya kimyasal bağlanma sağlayan ana monomer olarak kabul edilir⁵⁰. MDP, hidroksi apatit yapıya en güçlü kimyasal adezyon potansiyeline sahip fonksiyonel monomerdur ve nano-tabakalaşma sürecinde kalsiyum tuzlarını kararlı hale getirir⁵¹.

2.5. Isısal değişim testi ile dinamik yaşlandırma işlemi

Isısal değişim (termalsiklus) testi restoratif materyallerin fizyolojik yaşlanmasının simüle edilmesi için yaygın kullanılan yapay yaşlandırma metodudur. Hızlandırılmış su difüzyonu ve ısı değişimlerinin adeziv materyaller ile adeziv arayüzde bağlanma dayanımını zayıflatabilir⁵².

Restoratif materyallerin termal genleşme katsayılarındaki farklılıklar, materyal içerisinde stres oluşturur. Cam ve seramik materyaller için termal genleşme katsayısı yaklaşık 8 ila 12 $\times 10^6$ ppm $^{\circ}\text{C}^{-1}$ iken akrilik rezin için 76 $\times 10^6$ ppm $^{\circ}\text{C}^{-1}$ 'dir⁵³. Kompozit rezin restoratif materyallerin termal genleşme katsayısı 25-60 ppm $^{\circ}\text{C}^{-1}$, mine dokusunun 11.4 ppm $^{\circ}\text{C}^{-1}$ ve dentinin 8 ppm $^{\circ}\text{C}^{-1}$ 'dir⁵⁴. Restoratif materyallerin, termal iletkenlikleri değerlendirildiğinde; kompozit rezin restoratif materyallerin diş dokusu (dentin ve mine) ile

yaklaşık olarak benzer, amalgam materyaller için 20 kat daha fazla ve altın restorasyonların 300 kat daha fazla termal iletken olduğu tespit edilmiştir⁵⁵.

Termalsiklus testi ile test örneklerinin bir soğuk bir sıcak su ortamına maruz bırakılması sürecine “devir”, bu iki işlem esnasında geçen toplam süre “devir süresi” olarak tanımlanır. Devir sayısı 500 ile 50000 arasında değişiklik gösterir. Numunelerin sıcak ve soğuk ortamda kalma süreleri 15-60 saniye iken, ortamlar arasında geçiş süresi 5-10 saniyedir. Güncel ısısal yaşlandırma işlemine tabi tutulan test örnekleri, 10 saniye transfer aralığı ile her sıcaklıkta 30 saniye bekleme süresine maruz bırakılır^{56,57}.

Ağız boşluğunun sıcaklık aralığının 33,2–38,2 °C olduğu bildirilir. Bu sıcaklık farkı cinsiyete göre değişiklik gösterir. Erkeklerde, ağız boşluğunun sıcaklık aralığı 35.7–37.7°C iken, kadınlarda 33.2–38.1°C’dir⁵⁸. In vitro ağız ortamının simülasyonu için belirlenen sıcaklıklar ağız boşluğunda karşılaşılan minimum ve maksimum sıcaklıklar ile tutarlı olmalıdır. Kahve ile yapılan çalışmalarda, kahve sıcaklığının 60-68°C arasında olduğunda sıcaklıktan rahatsızlıkla da olsa içilebilir olduğu, 50-55°C arasında sıcaklıkta içilebilir olduğu kabul edilir⁵⁹. Bu doğrultuda, uç sıcaklıklar 0°C ile 68°C arasında değişmektedir⁵⁶.

Güncel termalsiklus uygulamaları in vitro olarak oral ortamda termal değişimleri simule etmek için 5°C-55°C arasında döngüler şeklinde yapılır^{58,60,61}. 10.000 termal döngünün, yaklaşık 1 yıllık in vivo termal döngüye eşdeğer olduğu kabul edilir⁶²⁻⁶⁴.

2.6. Adeziv Sistemlerin Laboratuvar Performanslarının Değerlendirilmesi

Adeziv sistemlerin laboratuvar performanslarının değerlendirilmesinde; adeziv bağlantı yüzeylerine uygulanan kuvvetin yönüne göre gerilim bağlanma dayanımı testi ve makaslama bağlanma dayanım testi olarak nitelenir⁶⁵. Bağlanan yüzey genişliğine göre gerilim (4-28mm²), mikrogerilim (~1mm²) bağlanma dayanım testi, makaslama (4-28mm²), mikromakaslama (~1mm²) bağlanma dayanım testi olarak adlandırılır⁶⁶.

Dental Materyaller Akademisinin 2009 yılında yayınladığı makale in vitro gerilim ve mikrogerilim bağlanma dayanım testlerinin uygulanabileceğini belirtir⁶⁷.

2.6.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi

Uygulama kolaylığı ve kısa sürede gerçekleştirilmesi nedenleri ile makaslama bağlanma dayanım testi, en sık kullanılan bağlanma dayanım testidir. Genel kullanımda, yaklaşık 3- 4 mm çapta, bağlanma yüzeyi oluşturulur. Test örneğinin, hazırlığının ardından test, test örneği hemen hazırlandıktan sonra veya 24 saat veya daha uzun sürelerde 37°C distile su içinde bekletildikten sonra gerçekleştirilir⁶⁷.

Testin gerçekleştirilmesi için çentikli keski, bıçak kenarlı keski ve tel halka gibi farklı tasarımlar ile kuvvet uygulanır. Test düzeneğinin bağlanma dayanım sonuçları üzerinde büyük etkisi vardır. Bıçak kenarlı bir keski yük uygulama alanında ciddi gerilim yoğunlaşmasına neden olurken, tel halka ve çentikli keski tasarımı bağlanma alanında daha eşit gerilim dağılımı sağlar⁶⁷.

Bıçak uçlu keski tasarımında, yükleme noktasına yakın koheziv başarısızlık daha sık gözlenir. Çentikli keski ve tel halka tasarımına göre, daha düşük bağlanma dayanım sonuçları verir⁶⁷.

2.6.2. Gerilim bağlanma dayanım testi

Gerilim bağlanma test uygulamasında, makaslama bağlanma dayanım testine göre bağlantı ara yüzeyinde daha eşit stres dağılımı oluşur⁶⁷.

1991- 2001 yılları arasında, gerilim bağlanma dayanım testi, makaslama bağlanma dayanım testi kadar sık kullanıldı⁶⁷. Günümüzde, gerilim bağlanma dayanım testi seramik ve metal alaşımları gibi, sert restoratif materyallere bağlanma direncinin ölçülmesi için, hala önemli bir test tekniği olmasına rağmen, bağlanma dayanım testi için daha az tercih edilir^{68, 69}.

2.6.3. Mikromakaslama bağlanma dayanım (Microshear bond strength= μ SBS) testi

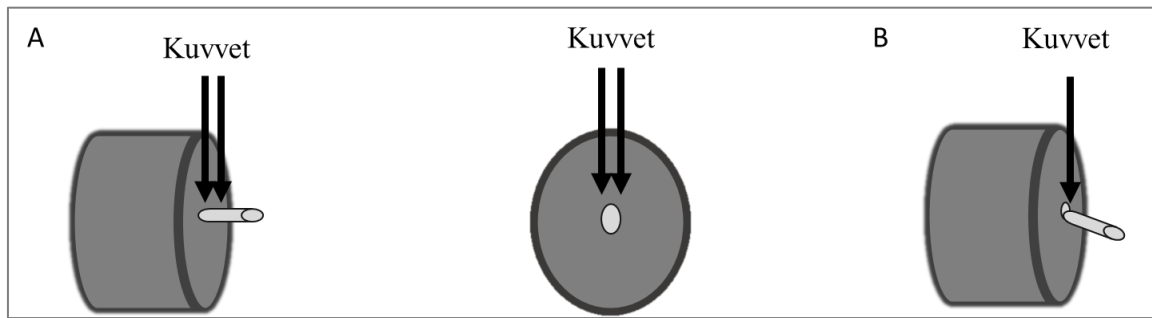
Mikromakaslama bağlanma dayanım (μ SBS) testi iki farklı şekilde yapılabilir, ilk yöntemde hazırlanan örnek universal test cihazına yerleştirildikten sonra temas etmeyen en yakın mesafeden 1 mm/dk hızla noktasal kuvvet bağlantı başarısızlığı oluşana kadar sabit hızla uygulanır (Şekil 2.2.). Diğer yöntemde ise örnek universal test cihazına yerleştirildikten

sonra ince bir tel yardımı ile 1 mm/dk sabit hızla bağlantı başarısızlığı oluşana kadar kuvvet uygulanır.

μ SBS testinde kırılma kuvvetinin (Newton) uygulanan alana (mm^2) oranlanması ile MPa değeri elde edilir ve mikromakaslama kuvveti MPa ile ifade edilir^{70,71}. μ SBS testi, μ TBS testi, mine veya cam iyonomer restoratif materyal gibi kırılkan ve hassas substratlar için yararlı bir yöntemdir.

μ SBS testi literatürde çeşitli yöntemlerle (bıçak uçlu keski/ tel halka) gerçekleştirilir⁷². Literatürde adeziv arayüzeyde bağlanma dayanıklılığını araştıran çok sayıda çalışma olmasına rağmen, bağlanma dayanımının değerlendirilmesi için standart önerilen bir protokol yoktur⁷³.

Test uygulama işlemlerinin basitliği ve herhangi biri şekillendirme basamağı olmaması nedeniyle başarısızlık ihtimali daha az olduğu için⁷⁴ μ SBS testi, bağlanma dayanımının ölçümü için yaygın kullanılan yöntemlerden biri olarak kabul edilir ve çeşitli koşullarla ölçülen μ SBS'nin sonuçları literatürde yer alır⁷². μ SBS testinin avantajları, test örneğinin hazırlama kolaylığı, basit test protokolü ve daha düşük test öncesi hata insidansını içerir^{75,76}. Bununla birlikte, elde edilen ölçümlerin tutarlılığına ilişkin endişeler, adeziv substrat veya kompozit içinde koheziv başarısızlıkların gözlemlenmesinden ortaya çıkar⁷².



Şekil 2.2. Mikromakaslama bağlanma dayanımı testi A) Uygulama anı, B) Test sonucu kırılma anı

Mikromakaslama bağlanma dayanım testinin diğer bağlanma dayanım testlerine göre avantajları⁷⁷:

1. Bir adet diş yüzeyinden çok sayıda test örnekleri elde edilebilir.

2. Aynı dişin farklı bölgelerinde (mine, dentin ve sement) bağlanma özellikleri test edilebilir.
3. Dişin farklı sert dokularında (mine, dentin, çürük dentin, sklerotik dentin) ok küçük alanlarda bağlanma test edilebilir.
4. Bağlantı yüzeyi küçük olduğundan, mikro aralıklar ve hava kabarcığı gibi olumsuzluklar görülme ihtimali düşüktür.
5. Bağlanma alanı oldukça küçük olduğu için SEM ile incelenmesi kolaydır.

2.6.4. Mikrogerilim bağlanma dayanım (Mikrotensile bond strength= μ TBS) testi

Mikrogerilim bağlanma dayanım testi (mikrotensile bond strength= μ TBS), 1994 yılında Sano ve arkadaşları tarafından tanıtıldı⁷⁸. μ TBS testi, dentine bağlanma kuvvetinin ölçülmesinde en yaygın kabul gören ve en sık kullanılan test yntemidir^{66, 79}.

μ TBS testi için, test örnekleri 2 şekilde hazırlanır^{66, 80};

1. Su soğutma altında hazırlanan dentin restoratif materyal test örneklerinden 1x1 mm² kalınlığında çubuk şeklinde kesitler alınır ve elde edilen kesitlere başka bir işlem yapılmaksızın teste tabi tutulur⁸⁰.
2. Su soğutma altında hazırlanan dentin restoratif materyal test örneklerinden vertikal yönde 1x1 mm² kalınlığında çubuk şeklinde kesitler alınır ve bağlantı yüzeyine 0,6 mm² -0,8 mm² olacak şekilde, kum saati şekli verilir ve teste tabi tutulur^{66, 80}.

Test numunelerinin kesilme işlemi μ TBS tekniğinin en duyarlı kısmıdır. Literatürde SEM analizlerinde mine örneklerinde, dentin örneklerine kıyasla mikro çatlakların daha sık görüldüğü, mikro çatlakların en sık numune çevresinde yer aldığı belirtilir⁸¹.

ubuk veya kum saati şeklinde hazırlanan test örnekleri karşılaştırıldığında, kum saati şeklinde hazırlanan test örnekleri yüksek stres birikimi nedeniyle daha düşük streste başarısız olur^{82, 83}.

Test rneklerinin hazırlanması konusunda, fikir birliği bulunmamaktadır. Ancak, kum saati şeklinde hazırlanan test örnekleri test öncesi başarısızlık insidansı nispeten yüksek olduğu için, trimleme yapılmayan test rneği hazırlama işlemi nerilir⁸⁴.

Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Testinin Avantajları;

- Yüksek ara yüz bağlantı kuvvetleri ölçülebilir.
- Bölgesel bağlantı kuvvetleri ölçülebilir.
- Her bir diş için ortalama ve varyans hesaplanabilir.
- Düzensiz yüzeylerin bağlantısının testine izin verir.
- Çok küçük alanların test edilmesine imkân sağlar.
- Yüzey alanı yaklaşık 1 mm² olduğundan, başarısızlık yüzeylerinin SEM incelemesi kolaylaştırır.
- Hazırlanan test örnekleri küçük boyuttadır, dolayısı ile homojen stres dağılımı sağlanır.
- μ TBS testinde çekme kuvvetleri uygulanır ve klinikte en fazla başarısızlık çekme yükleri altında oluşur.
- Bu nedenle elde edilen sonuçlar klinik uygulamalara daha yakındır.

Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Testinin Dezavantajları;

- Teknik zor ve hassastır.
- 5 MPa'dan düşük bağlantı dayanımlarının ölçülmesi zordur.
- Özel araç ve cihaz gerektirir.
- Örnekler çok küçüktür ve çok çabuk su kaybına uğrayabilir.

Bu çalışmanın amacı; iki aşamalı self-etch adeziv sistem ve universal adeziv sistemin self-etch uygulama modu ve etch-and-rinse uygulama modunun dentin mikromakaslama bağlanma dayanımları üzerine etkilerini ve ayrıca 1 yıllık yaşlandırma prosedürlerini taklit eden ısısal yaşlandırma işleminin dentin mikromakaslama bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmektir.

İlk sıfır hipotezi, çalışmada test edilen adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımlarında aralarında farklılık olmamasıdır. İkinci sıfır hipotezi, aynı adeziv sistemin farklı uygulama modlarında dentine bağlanma dayanımında aralarında farklılık olmamasıdır. Üçüncü sıfır hipotezi ise, dinamik yaşlandırma işleminin dentine bağlanma dayanımına etkisinin olmamasıdır.



3. MATERİYAL VE METOD

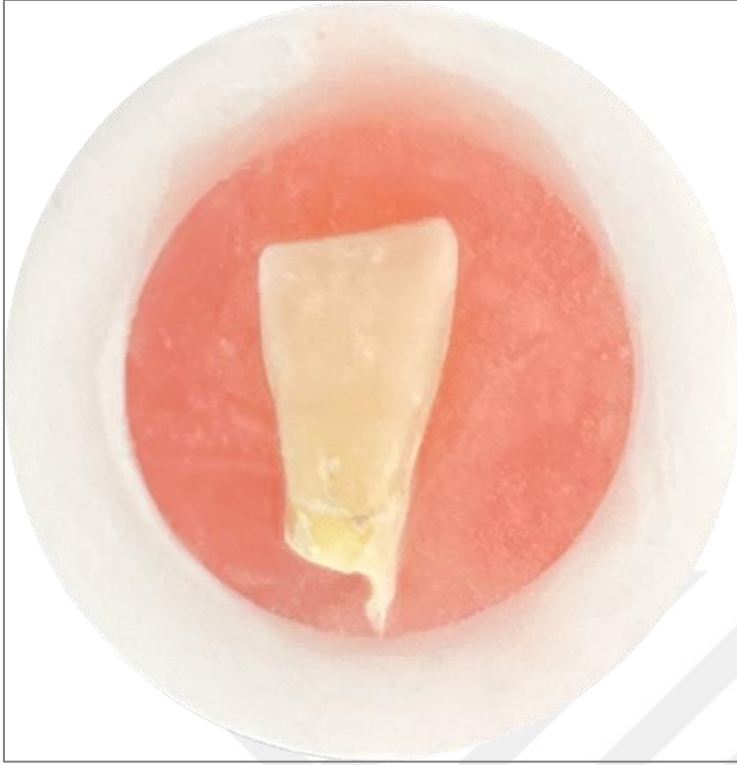
Çalışmasının yürütülmesi için Gazi Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nda GÜDHKAEK.2022.04/2 sayılı, 01.03.2022 tarihli karar ile onay alındı (Ek-1). Bu tez çalışması Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri birimi tarafından desteklendi. Çalışma Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

3.1. Dişlerin Toplanması ve Saklanması

Çalışmada, 60 adet çekilmiş sağlam insan alt keser dişleri kullanıldı. Test örneği hazırlama süresine kadar çekilen keser dişler distile su içerisinde muhafaza edildi.

3.2. Test Örneklerinin Hazırlanması

Test örneklerinin hazırlanması için, çekilen alt keser dişlerin kök yüzeyi mine dentin birleşiminin 1-2 mm apikalinden kesildi. Bukkal yüzeyleri üstte olacak şekilde polivinilklorür (PVC) silindir ile çevrili pembe soğuk akril içine yerleştirildi (Resim 3.1). Dişlerin bukkal yüzeylerinde dentin dokusu açığa çıkacak şekilde 180 grid'lik zımpara kağıtları kullanılarak, zımparalama ve parlatma cihazı (Mecapol P230, Presi, Türkiye) kullanımı ile mine dokusu uzaklaştırıldı (Resim 3.2, Resim 3.3). Dişlerin açığa çıkarılan dentin yüzeylerine, standart smear tabakası oluşturması için 320 grid'lik zımpara kağıtları kullanılarak 60sn süre ile zımparalama ve parlatma cihazı (Mecapol P230, Presi, Türkiye) ile zımparalandı (Resim 3.4).



Resim 3.1. Kök yüzeyi mine-dentin birleşiminin 1-2 mm altından kesilen dişler bukkal yüzeyi üstte olacak şekilde polivinilklorür (PVC) silindir ile çevrili pembe soğuk akril içine yerleştirildi



Resim 3.2. Zımparalama ve parlatma cihazı (Mecapol P230, Presi, Türkiye)



Resim 3.3. 180 ve 320 grid zımpara kağıtlar



Resim 3.4. Standart smear tabakası oluşturulması için dentin yüzeyinin 60 saniye süre ile 320 grid'lik zımpara kâğıt ile zımparalanma işleminden sonraki görüntüsü

3.3. Deney Gruplarının Oluşturulması

Başlangıç ve 1 yıllık yaşlandırma sürelerini taklit eden termal siklus uygulamasının iki aşamalı self-etch adeziv sistem, universal adeziv sistem self-etch mod ve etch-and-rinse modda uygulamasını takiben uygulanan kompozit rezin restoratif materyalin, dentin mikromakaslama bağlanma dayanımına değerlendirildiği tez çalışmamızda test edilecek dişler rastgele 6 gruba (n:10) ayrıldı (Çizelge 3.1).

Çizelge 3.1. Test örneklerinin gruplandırılması

Deney Grupları	Örneklere Uygulanan İşlemler
Grup 1 (SE)	İki aşamalı self-etch adeziv sistem (Kontrol- yaşlandırma uygulanmadan başlangıç ölçümü)
Grup 2 (U-SE)	Universal adeziv sistem self-etch mod (Kontrol- yaşlandırma uygulanmadan başlangıç ölçümü)
Grup 3 (U-ER)	Universal adeziv sistem etch-and-rinse mod (Kontrol-yaşlandırma uygulanmadan başlangıç ölçümü)
Grup 4 (SE)	İki aşamalı self-etch adeziv sistem (1 yıllık yaşlandırma prosedürü sonrası)
Grup 5 (U-SE)	Universal adeziv sistem self-etch mod (1 yıllık yaşlandırma prosedürü sonrası)
Grup 6 (U-ER)	Universal adeziv sistem etch-and-rinse mod (1 yıllık yaşlandırma prosedürü sonrası)

3.4. Adeziv Sistemlerin Uygulanması

60 sn süre ile 320 gridlik zımpara kağıdı kağıdı kullanılarak zımparalama işlemi ile standardize smear tabakası oluşturulan dentin örneklerinin yüzeyi, su ile yıkandıktan sonra hava spreyi ile kurutuldu. Test örneklerinin dentin yüzeylerine; iki aşamalı self-etch adeziv sistem, universal adeziv sistem self-etch mod veya etch-and-rinse modda sistem üretici firmanın talimatlarına göre uygulandı, 10 sn ışık uygulaması (LED ışık cihazı, D-Light Pro, GC, Japonya) ile polimerize edildi (Resim 3.5) (Çizelge 3.2).

İki aşamalı self-etch adeziv sistem uygulamasında, örneklerin dentin yüzeyine önce primer mikro fırça ile uygulandı 20 sn beklendi, bu işlemi takiben adeziv (Clearfil SE Bond, Kuraray Noritake Dental, Japan), tek kullanımlık mikro fırça ile uygulandı (Resim 3.6) (Çizelge 3.3) ve 10 sn ışık uygulaması ile polimerize edildi.

Universal adeziv sistem self-etch mod uygulamasında (Clearfil S³ Bond Universal, Kuraray Noritake Dental, Japan), örneklerin dentin yüzeyine adeziv mikro fırça ile 10 sn boyunca

uygulandı ve hafif hava ile yüzeye yayıldı (Resim 3.7) (Çizelge 3.3). 10 sn ışık uygulaması ile polimerize edildi.

Universal adeziv sistem etch-and-rinse mod uygulamasında (Clearfil S³ Bond Universal, Kuraray Noritake Dental, Japan), örneklerin dentin yüzeylerine 15 sn ortofosforik asit jel uygulandı (%40 fosforik asit, K-etchant gel, Kuraray Noritake Dental, Japan). Asit jel 15 sn süre ile yıkandı ve hafif hava uygulaması ile kurutuldu. Adeziv mikro fırça ile 10 sn boyunca dentin yüzeyine uygulandı (Clearfil S³ Bond Universal, Kuraray Noritake Dental, Japan) ve hafif hava uygulaması ile adeziv yüzeye yayıldı (Resim 3.7) (Çizelge 3.3), 10 sn ışık uygulaması ile polimerize edildi.



Resim 3.5. LED ışık cihazı (D- Light Pro, GC, Leuven, Belçika)

Çizelge 3.2. Kullanılan LED ışık kaynağının özellikleri

Işık Cihazı	Işık Tipi	Uygulama Ucu Çapı	Dalga Boyu	Mod	Çıkış Gücü	Kullanımı
D- Light Pro	LED	8 mm	400-480 nm	Yüksek Güç	1400 mW /cm	1. Adeziv tabaka için 10 sn 2. Kompozit rezin için 20 sn



Resim 3.6. İki aşamalı self-etch adeziv sistem, Clearfil SE Bond



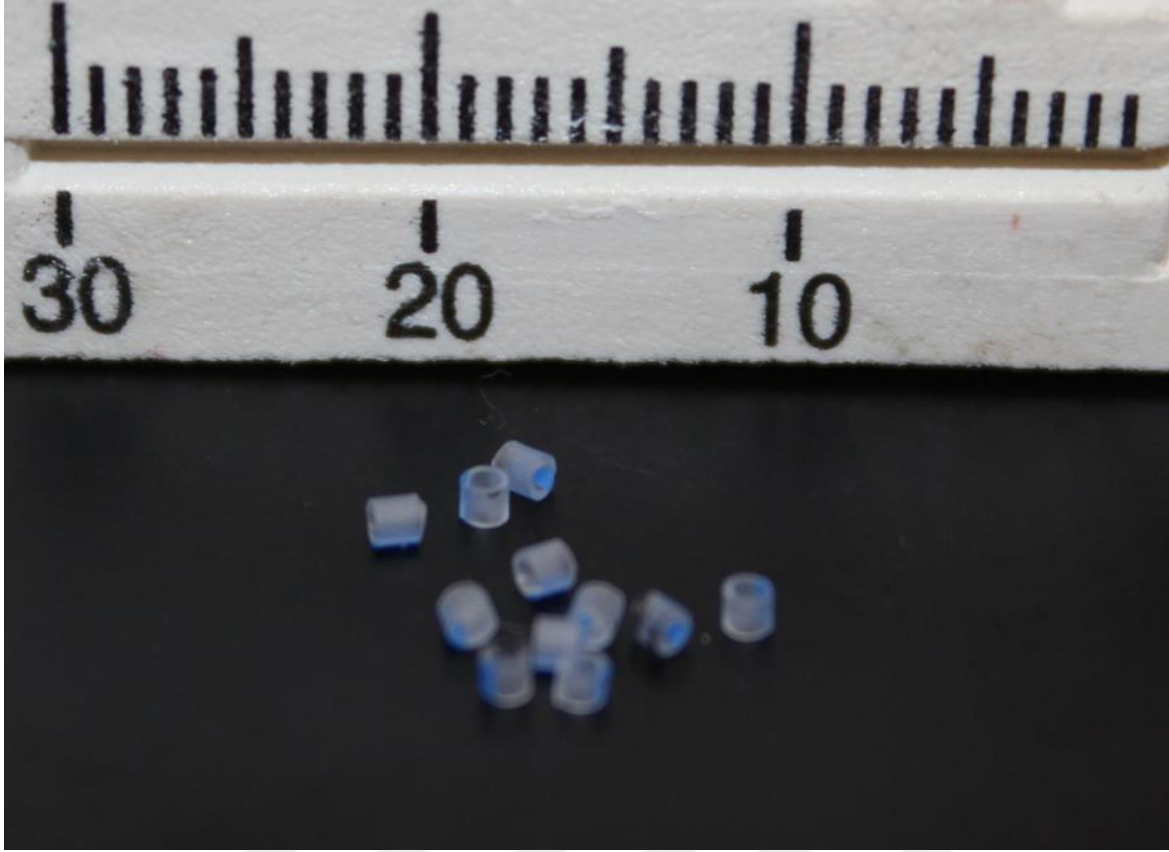
Resim 3.7. Universal adeziv sistem, Clearfil S³ Bond Universal

Çizelge 3.3. Kullanılan adeziv sistemlerin pH Seviyesi, kompozisyonu ve uygulama protokolü

Adeziv	Tipi	pH	Kompozisyon		Lot Numarası	Uygulama Protokolü
			Primer	Bond		
Clearfil SE Bond (Kuraray Noritake Dental, Japonya)	Self-etch	2.0	MDP, HEMA, Hidrofilik alifatik dimetakrilat, dl-kamforkinon, N, N-dietanol-p-tolidin, Su	MDP, Bis-GMA, HEMA, Hidrofobik alifatik dimetakrilat, dl-kamforkinon, N, N-dietanol-p-tolidin, Kolloidal silika	Lot 000404	1-Primer yüzeye uygulanır ve 20sn süreyle yüzeyde bırakılır; 2-Hafif hava ile kurutulur; 3-Bond uygulanır ve yüzeye yayılır; 4-10sn süreyle ışık ile polimerizasyon
Clearfil S ³ Bond Universal (Kuraray Noritake Dental, Japonya)	Universal	2.7	10-MDP, Bis-GMA, HEMA, hydrophobic dimethacrylate, camphorquinone, ethanol, water, silanated colloidal silica		Lot 000041	SE MOD 1-20sn süreyle uygulama; 2- 5sn hava su spreji ile kurutma; 3- 10sn süreyle ışık ile polimerizasyon ER MOD 1-15 sn ortofosforik asit jel uygulaması(dentin); 2- 15 sn yıkama ve hafif hava ile kurutma; 3-20sn süreyle adeziv uygulama; 4- 5sn hava su spreji ile kurutma; 5- 10sn süreyle ışık ile polimerizasyon

3.5. Örneklere Kompozit Resin Uygulaması

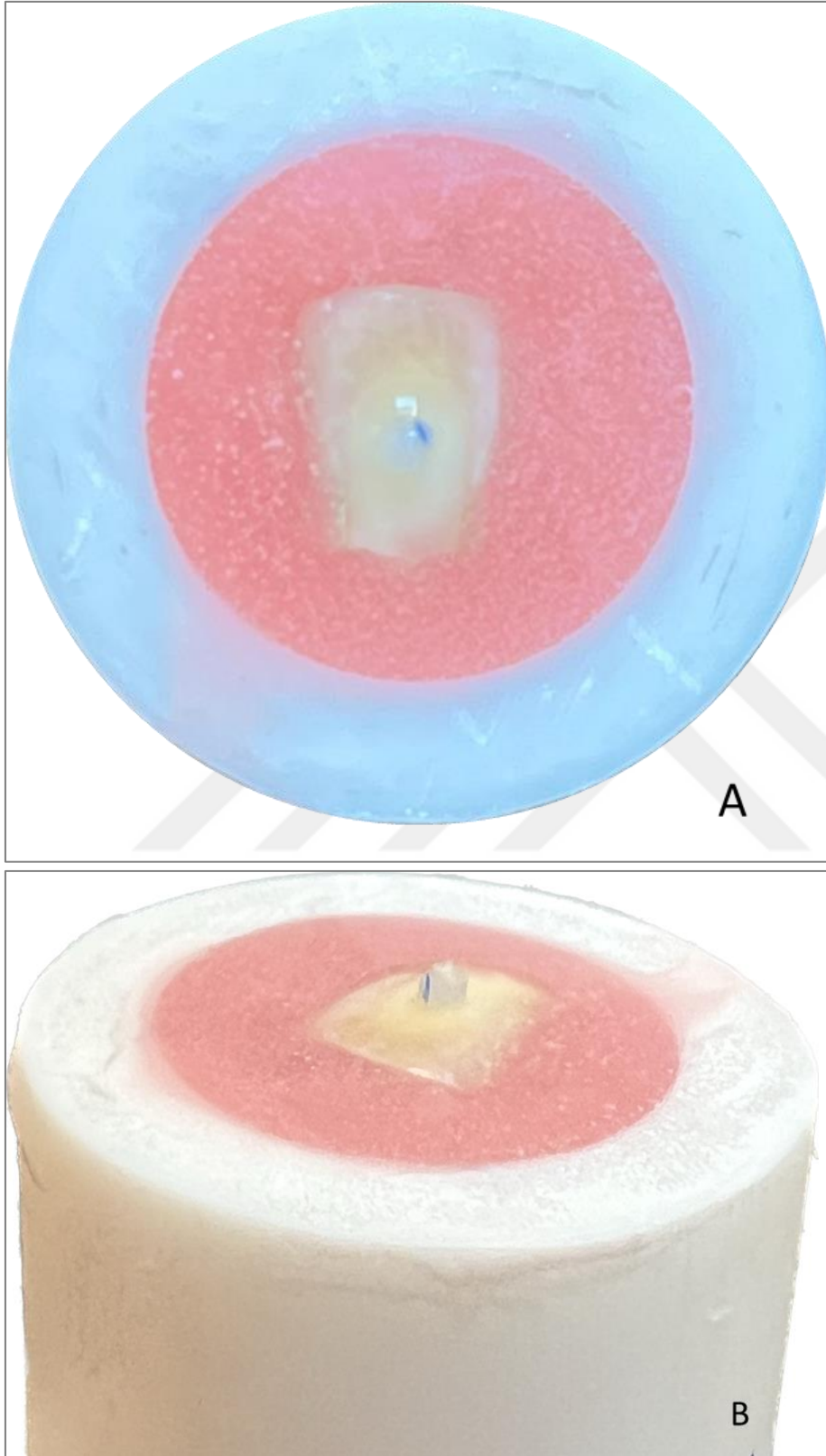
Dentin yüzeyine, 0,8 mm iç çap, 1mm dış çap ve 1mm yüksekliğinde şeffaf tüp (Beslenme katateri, Bıçakçılar Tıbbi Cihazlar Sanayi ve Ticaret A.Ş., Esenyurt, İstanbul, Türkiye) yardımı ile nanohibrit kompozit resin restoratif materyal (Clearfil Majesty ES-2 Classic, Kuraray Noritake Dental, Japan) ince künt uçlu bir el aleti yardımı ile yerleştirildi (Resim 3.8, Resim 3.9, Resim 3.10) (Çizelge 3.4). LED ışık cihazı kullanılarak 20 sn süre ışık uygulaması ile üst yüzeyden polimerize edildi.



Resim 3.8. 0,8 mm iç çap, 1mm d   çap ve 1mm yüksekliğe sahip şeffaf t p



Resim 3.9. Kullanılan kompozit rezin restoratif materyal (Clearfil Majesty ES-2, Kuraray Noritake Dental, Japonya)



Resim 3.10. A:Bağlayıcı ajan/ Adeziv uygulanan dentin yüzeyi B: Kompozit rezin restoratif materyal yerleştirilen test örneği

Çizelge 3.4. Kullanılan kompozit rezin restoratif materyalin kompozisyonu ve doldurucu oranı

Materyal	Üretici	Kompozisyon/ Partikül Büyüklüğü	Doldurucu Oranı (%ağırlık-%hacim)	Lot Numarası
CLEARFIL MAJESTY ES-2	Kuraray Medical Inc., Okayama, Japonya	Bis-GMA, Silanlı barium cam doldurucu, 0.37-1.5µm (%Ağırlık)	78%- 40%	C80116

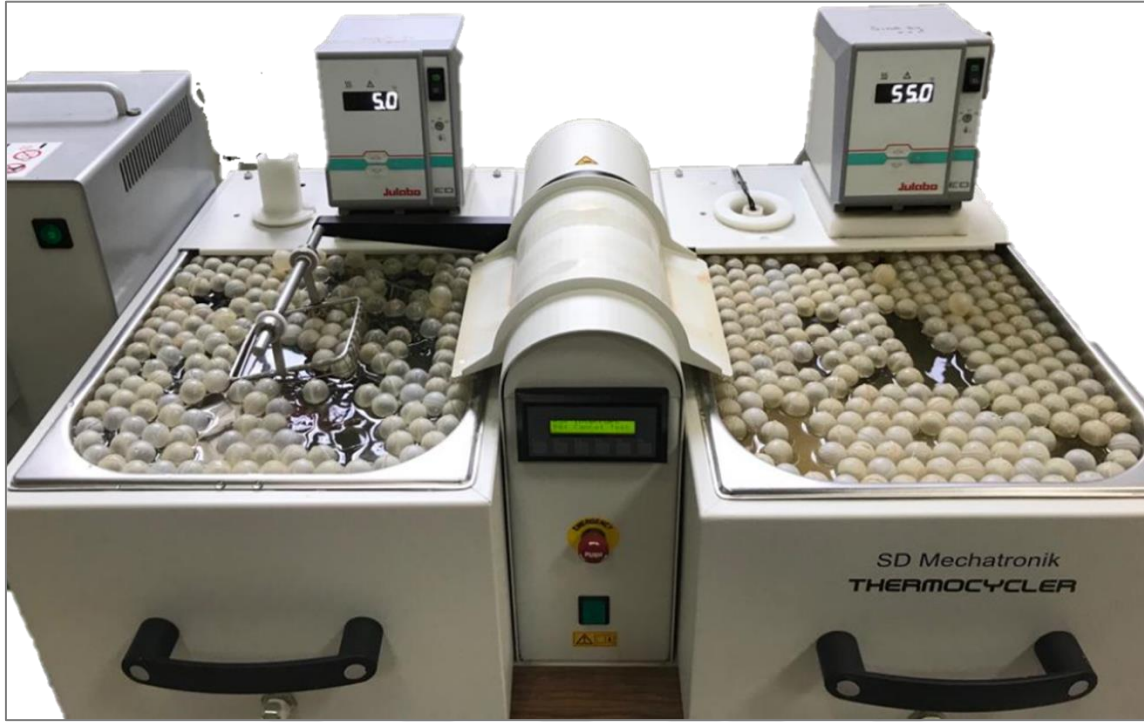
3.6. Örneklerle Termalsiklus Uygulaması

Hazırlanan 1, 2 ve 3. test grupları yaşlandırma işlemi uygulanmadan 37°C nemli ortamda 24 saat etüvde bekletildi (Resim 3.11), 4, 5 ve 6. test gruplarına ağız içi 1 yıl yaşlandırma işlemini taklit eden, 10.000 kez termalsiklus ile yaşlandırma işlemi uygulandı.

Termalsiklus uygulanan örnekler, termal siklus cihazının (Thermocycler, SD Mechatronik, Almanya) sepet kısmına birbirlerine temas etmeyecek şekilde yerleştirildikten sonra sırası ile 5°C ile 55 °C’ de 20sn daldırma ve 10 sn bekletme süreleri ile yaşlandırma işlemi uygulandı (Resim 3.12).



Resim 3.11. Etüv cihazı



Resim 3.12. Termalsiklus cihazı (Thermocycler, SD Mechatronik, Almanya)

3.7. Mikromakaslama Bağlanma Dayanım Test Uygulaması

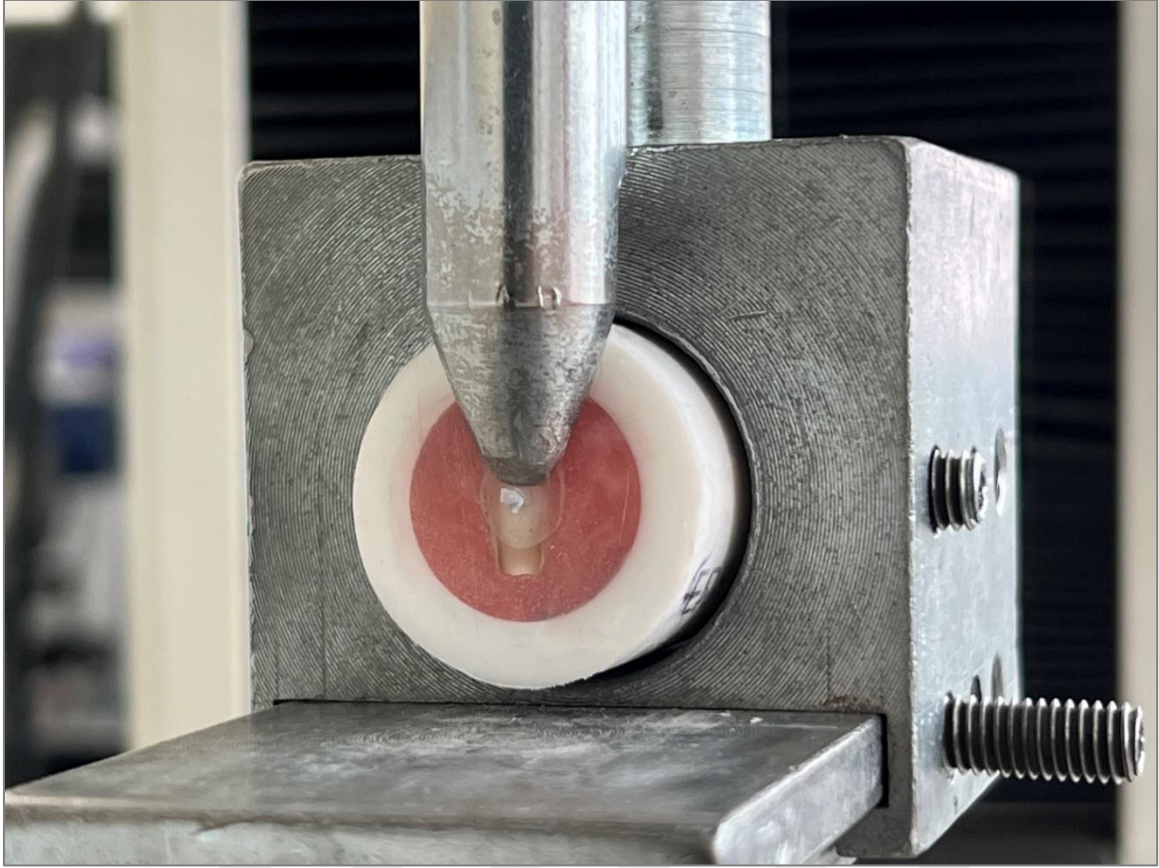
Yaşlandırma işlemi uygulanmayan 1., 2. ve 3. grup test örnekleri 37°C etüvde nemli ortamda 24 saat süre ile bekletildi, 24 saat sonunda mikromakaslama bağlanma dayanım testi için universal test cihazına (Schimadzu IG-IS, Japonya) özel bir aparat ile sabitlendi (Resim 3.13). Kırma ucu ile örnek birbirlerine temas etmedikleri en yakın noktada konumlandırıldıktan sonra test 1mm/dk hızda gerçekleştirildi (Resim 3.14, Resim 3.15).

Yaşlandırma işlemi uygulanan 4., 5. ve 6. Grup test örnekleri termalsiklus işlemine tabii tutulduktan sonra mikromakaslama bağlanma dayanım testi için universal test cihazına özel bir aparat ile sabitlendi. Kırma ucu ile örnek birbirlerine temas etmedikleri en yakın noktada konumlandırıldıktan sonra test 1mm/dk hızda gerçekleştirildi.

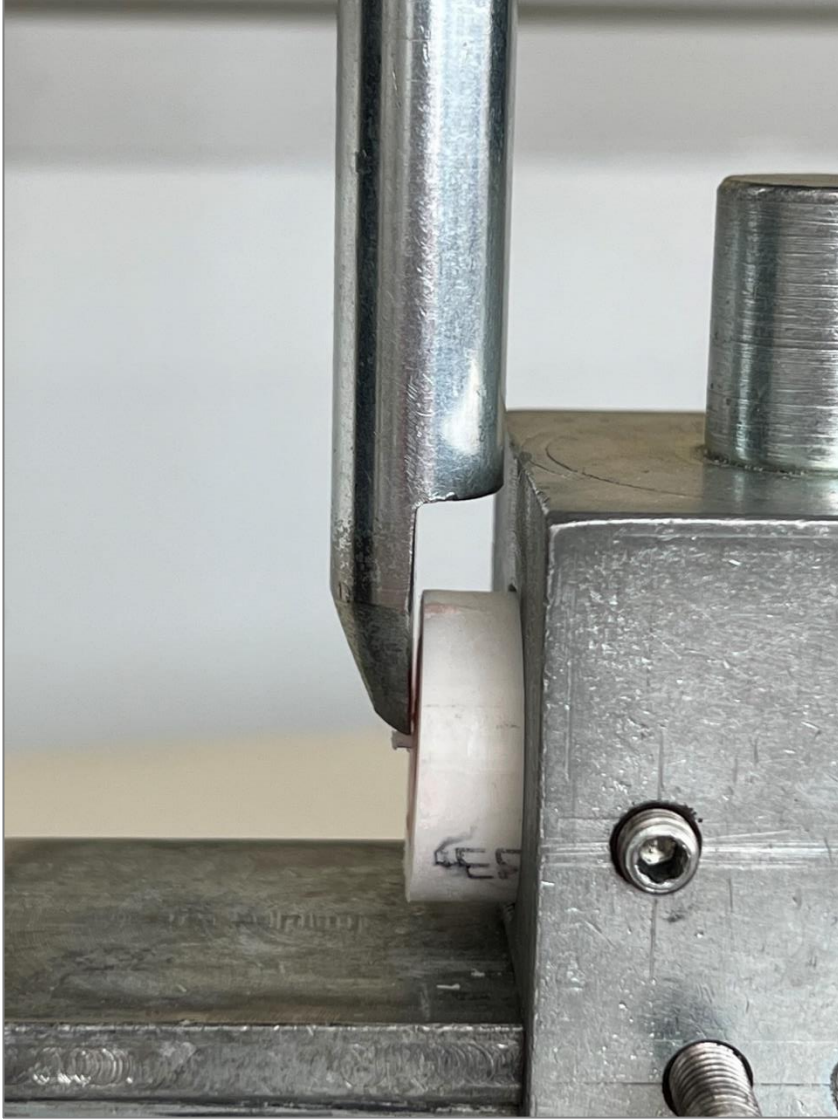
Elde edilen Newton (N) cinsinden değerler örneklerin yüzey alanına bölündü, Megapascal (MPa) değerlerine dönüştürüldü ve elde edilen veriler istatistiksel analiz için kaydedildi.



Resim 3.13. Universal test cihazına (Schimadzu IG-IS, Japonya)



Resim 3.14. Örneklerin mikromakaslama bağlanma dayanım testi için universal test cihazına (Schimadzu IG-IS, Japonya) özel bir aparat ile sabitlenmesi



Resim 3.15. Kırma ucu ile test örneklerinin birbirlerine temas etmedikleri en yakın noktada konumlandırılması

3.8. Kırılma Analizi

Mikromakaslama bağlanma dayanım testi uygulanan tüm test örneklerinin kırılma yüzeyleri stereomikroskopta (Olympus SZ2-LGB, Tokyo, Japonya) x10 büyütmede incelendi ve görüntüler elde edildi.

Bağlantı yüzeylerinde görülen kırılma şekline bağlı olan başarısızlık tipine göre;

- Tip I: Adeziv (kopma hattının bağlantı ara yüzeyinde olduğu)
- Tip II: Koheziv (kopma hattının dentin veya kompozit rezin restoratif materyal içinde olduğu)

- Tip III: Karışık (Miks) (kopma hattının bir bölümü ara yüzeyde, bir bölümü ise dentin veya kompozit rezin restoratif materyal içinde olduğu)

olarak sınıflandırıldı.

3.9. İstatistiksel Analiz

Verilerin analizi SPSS 26 programı ile %95 güven aralığında gerçekleştirildi. Ölçümler için ortalama (Ort), standart sapma (ss), minimum, maksimum ve medyan (Min-Max(M)) istatistikleri verildi. Her bir grupta en az 30 test örneği bulunmaması nedeniyle (nSE; nUSE, nUER=10) parametrik olmayan testler kullanıldı.

Çalışmada ölçümlerin gruplara göre karşılaştırılmasında Kruskal Wallis, grupların çoklu karşılaştırılmasında Mann Whitney, başlangıç (T0) ve 1 yıl yaşlandırma işlemi sonrası (T1) ölçümlerinin grup ayırımında karşılaştırılmasında Wilcoxon testi kullanıldı. Mann Whitney; sayısal bir ölçümün 2 gruplu bir değişkene göre karşılaştırılmasında kullanılan test tekniğidir. Kruskal Wallis; sayısal bir ölçümün k ($k>2$) gruplu bir değişkene göre karşılaştırılmasında kullanılan test tekniğidir. Wilcoxon; nicel bağımlı ölçümlerin (2 ölçüm) zamana göre değişiminin belirlenmesinde kullanılan test tekniğidir.



4. BULGULAR

4.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Testine Ait Bulgular

Başlangıç Bağlanma Dayanımı (T0) test sonuçları

Çizelge 4.1. Başlangıç bağlanma dayanım ölçümünün gruplara göre karşılaştırılması

		T0		p	SE-USE p	SE-UER p	USE-UER p
		Ort±ss	Min-Maks (M)				
Materyal- Kullanım Modu	SE	15,70±2,47	12-20 (14)	0,000*	0,006*	0,000*	0,001*
	U-SE	11,21±1,96	8-14 (11)				
	U-ER	6,58±1,93	5-12 (6)				

*p<0,05 anlamlı fark var, p>0,05 anlamlı fark yok; Kruskal Wallis/Mann Whitney

Kruskal Wallis test sonuçlarına göre; materyal kullanım modu grupları arasında başlangıç bağlanma dayanım (T0) ölçümü bakımından istatistiksel anlamlı fark bulunmaktadır (p<0,05). İki aşamalı SE Bond (SE) grubunda T0 ölçümü en yüksek iken (15,70), S³ Bond Universal'in ER modda kullanım grubunda (U-ER) en düşüktür (6,58). Mann Whitney test sonuçlarına göre; T0 bağlanma dayanımı bakımından, SE grubu ile S³ Bond Universal'in Self-etch modda kullanılan grubu (U-SE) ve U-ER grupları arasında, U-SE grubu ile U-ER grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır (p<0,05) (Çizelge 4.1).

1 yıllık Bağlanma Dayanımı (T1) test sonuçları

Çizelge 4.2. 1 yıllık yaşlandırma bağlanma dayanım ölçümünün gruplara göre karşılaştırılması

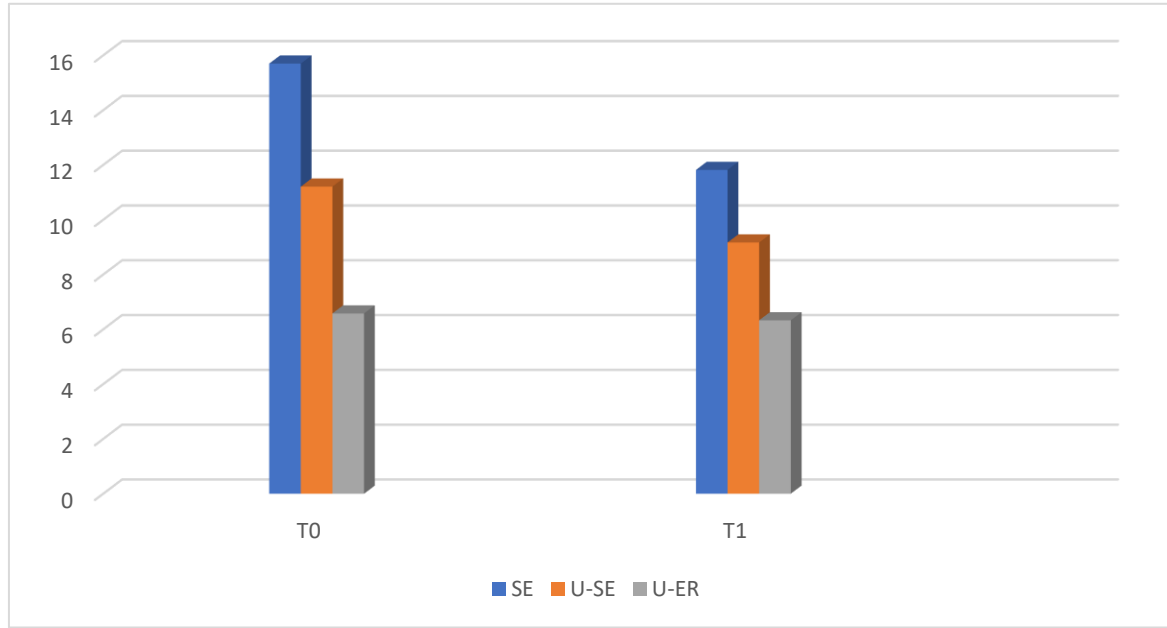
		T1		p	SE-USE p	SE-UER p	USE-UER p
		Ort±ss	Min-Maks (M)				
Materyal- Kullanım Modu	SE	11,82±1,82	9-14 (11)	0,000*	0,000*	0,000*	0,049*
	U-SE	9,17±1,64	8-13 (8)				
	U-ER	6,33±1,05	4-8 (6)				

*p<0,05 anlamlı fark var, p>0,05 anlamlı fark yok; Kruskal Wallis/Mann Whitney

Kruskal Wallis test sonuçlarına göre; materyal kullanım modu grupları arasında 1 yıllık yaşlandırma (T1) bağlanma dayanım ölçümü bakımından istatistiksel anlamlı fark bulunmaktadır (p<0,05). SE grubunda T1 bağlanma dayanımı ölçümü en yüksek iken (11,82) U-ER grubunda en düşüktür (6,33). Mann Whitney test sonuçlarına göre; SE grubu

ile U-SE, U-ER grupları arasında, U-SE grubu ile U-ER grubu arasında istatistiksel olarak T1 bağlanma dayanımı ölçümü bakımından anlamlı fark bulunmaktadır ($p<0,05$) (Çizelge 4.2).

Başlangıç Bağlanma Dayanımı (T0), 1 yıllık Bağlanma Dayanımı (T1) test sonuçları



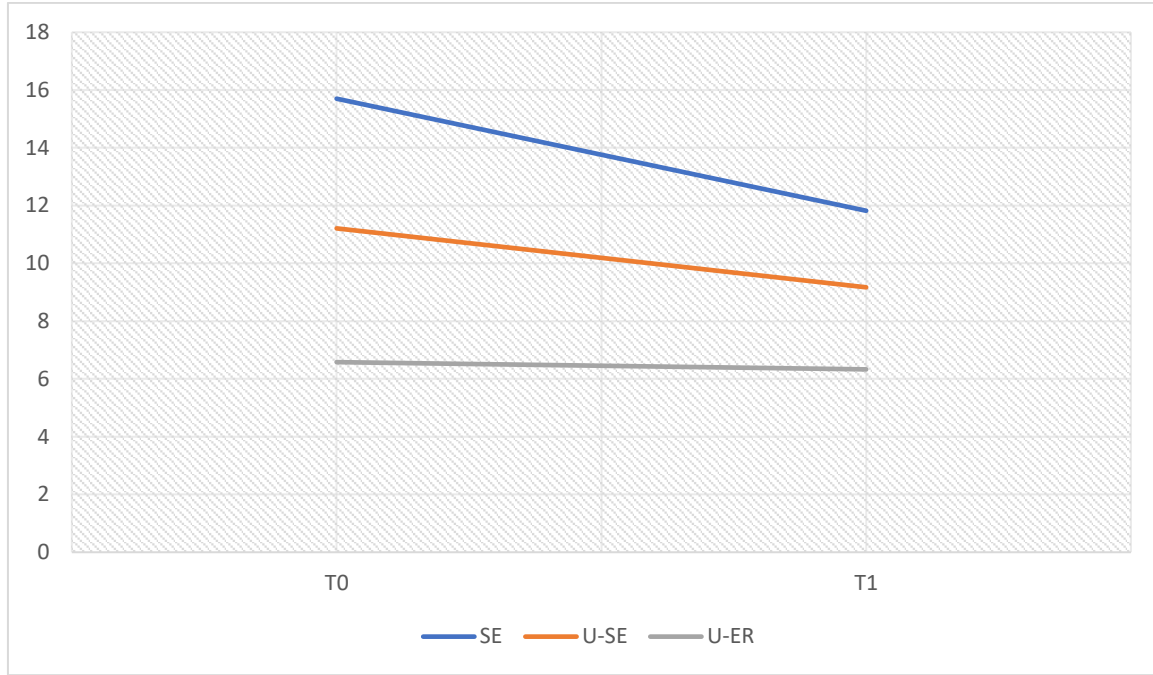
Şekil 4.1. T0 ve T1 bağlanma dayanım ölçümlerinin gruplara göre karşılaştırılması

Çizelge 4.3. Bağlanma dayanım ölçümlerinin grup ayrımında başlangıç (T0) -1 yıllık yaşlandırma (T1) karşılaştırılması

		T0		T1		p
		Ort±ss	Min-Maks (M)	Ort±ss	Min-Maks (M)	
Materyal-Kullanım Modu	SE	15,70±2,47	12-20 (14)	11,82±1,82	9-14 (11)	0,037*
	U-SE	11,21±1,96	8-14 (11)	9,17±1,64	8-13 (8)	0,009*
	U-ER	6,58±1,93	5-12 (6)	6,33±1,05	4-8 (6)	0,859

* $p<0,05$ anlamlı fark var, $p>0,05$ anlamlı fark yok; Wilcoxon

Wilcoxon test sonuçlarına göre; SE ve U-SE gruplarında T0 ve T1 bağlanma dayanımı ölçümleri arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmaktadır ($p<0,05$). SE ve U-SE gruplarında T1 bağlanma dayanımı ölçümü başlangıca (T0) göre daha düşüktür. U-ER grubu için T0 ve T1 ölçümleri arasında fark anlamlı değildir ($p>0,05$) (Çizelge 4.3) (Şekil 4.1 ve Şekil 4.2).



Şekil 4.2. Bağlanma dayanım ölçümlerinin grup ayrımında başlangıç (T0) ve 1 yıllık yaşlandırma (T1) karşılaştırılması

4.2. Kırılma Analizi Bulguları

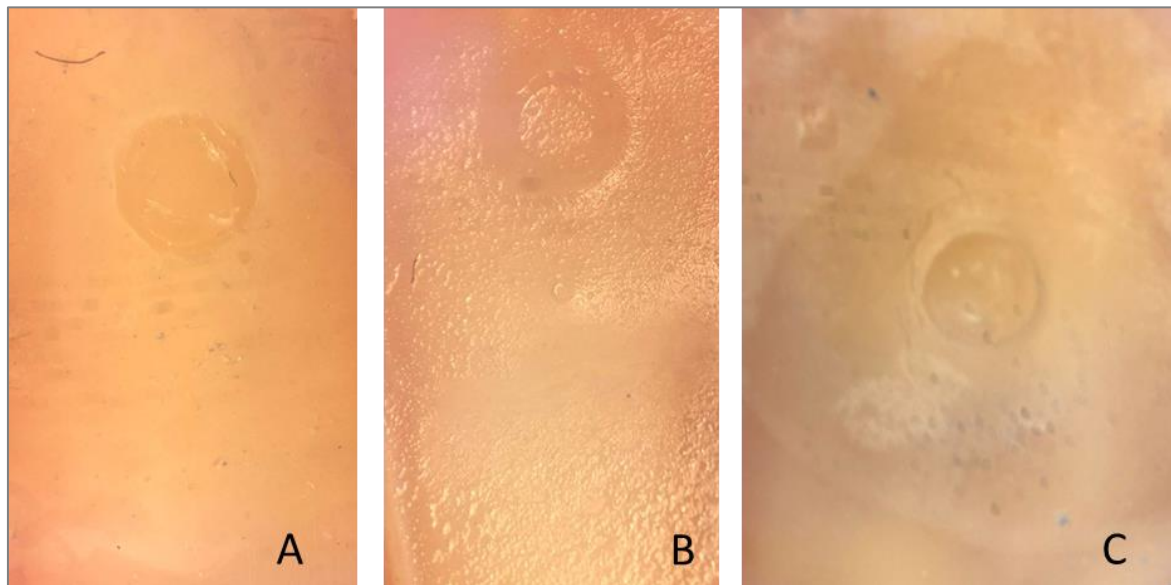
Mikro makaslama bağlanma dayanım testi uygulanan örneklerin kırılma tiplerinin dağılımı çizelge 4.4’da verilmektedir.

Çizelge 4.4. Mikro makaslama bağlanma dayanım testi uygulanan örneklerin kırılma tiplerinin dağılımı (Tip I (Adeziv), Tip II (Koheziv), Tip III (Karışık))

Deney Grupları	Örneklere Uygulanan İşlemler	Başarısızlık Tipi	Başarısızlık Sayısı
Grup 1 (SE)	İki aşamalı self-etch adeziv sistem (Kontrol- yaşlandırma uygulanmadan başlangıç ölçümü)	Tip I Tip II Tip III	2 1 7
Grup 2 (U-SE)	Universal adeziv sistem self-etch mod (Kontrol- yaşlandırma uygulanmadan başlangıç ölçümü)	Tip I Tip II Tip III	3 1 6
Grup 3 (U-ER)	Universal adeziv sistem etch-and-rinse mod(Kontrol-yaşlandırma uygulanmadan başlangıç ölçümü)	Tip I Tip II Tip III	3 1 6
Grup 4 (SE)	İki aşamalı self-etch adeziv sistem (1 yıllık yaşlandırma prosedürü sonrası)	Tip I Tip II Tip III	7 0 3
Grup 5 (U-SE)	Universal adeziv sistem self-etch mod (1 yıllık yaşlandırma prosedürü sonrası)	Tip I Tip II Tip III	7 0 3
Grup 6 (U-ER)	Universal adeziv sistem etch-and-rinse mod (1 yıllık yaşlandırma prosedürü sonrası)	Tip I Tip II Tip III	9 0 1

Mikro makaslama bağlanma testi sonrası örneklerden elde edilen kırılma tipleri incelendiğinde; T0 da genelde karışık tip kırılmanın görüldüğü saptandı. T1de ise adeziv tip kırılmanın büyük oranda görüldüğü belirlendi. T0 ve T1 de en az koheziv tip kırılma görüldü (Çizelge 4.4).

Çalışmamızdan elde ettiğimiz kırık tiplerine ait örnekler Resim 4.1’de gösterilmiştir.



Resim 4.1. Kırık tiplerine ait örnekler (A: Adeziv, B: Koheziv, C: Karışık)

5. TARTIŞMA

Dentin inorganik ve organik bileşenlerden oluşan bir yapıdır. Yapısal olarak; kollajen (%90), kollajen olmayan proteinler (%10) ve hücre dışı matriks (Extra Cellular Matrix=ECM) içine gömülü inorganik apatit kristallerinden oluşan, %30 (hacimce) organik matriks içeren kollajen bazlı bir dokudur. ECM'nin en bol bulunan organik bileşeni olan tip I kollajen, dentinin gerilme kuvvetlerine karşı dayanımından ve dentinin biyokimyasal özelliklerinden sorumludur⁸⁵. Kollajen fibriller ve kollajen olmayan proteinler hem predentinde hem de mineralize olgun dentinde tespit edilebilen odontoblastlar tarafından sentezlenir ve salgılanır⁸⁶.

Dentinde ideal bağlanma elde edilmesi mine dokusuna göre daha zordur, çünkü dentin dokusunda adezyon birçok faktörden etkilenebilir:

- Dentin dokusunun yapısı ve kalınlığı (sklerotik veya demineralize olması),
- Dentin tübüllerinin çapı ve yüzeydeki yoğunluğu,
- Peritübüler ve intertübüler dentinin oranı,
- Smear tabakasının varlığı.

Bu faktörler dentinde bölgesel farklılıklar oluşturduğu için dentin dokusunda geçirgenlik etkilenir⁸⁷.

Restoratif materyal ile dentin yüzeyi arasında iyi bir bağlanma, bu tür materyallerin klinik başarısı için belirleyici bir özelliktir. Restoratif materyallerin bağlanması incelenirken, ele alınması gereken önemli bir konu da bağlanma test metodolojisi. Bu tez çalışmasında, farklı uygulamalara sahip adeziv sistemlerin, dentin yapısına adezyonunun değerlendirilmesi için, mikromakaslama bağlanma dayanımı testi (μ SBS) testi kullanıldı.

μ SBS, homojen olmayan stres dağılımı ve dentinal substratta yüksek koheziv başarısızlık oranı dahil olmak üzere makromakaslama bağlanma dayanımı testinin sınırlamalarından etkilenmez⁸⁸.

Armstrong ve ark.⁸⁹ göre, makro testler ile karşılaştırıldığında, mikro testler (mikro makaslama bağlanma dayanımı ve mikro tensile bağlanma dayanımı testi), restoratif materyallerin dentine bağlanma kuvvetini daha doğru bir şekilde ölçer.

Takamizawa ve ark.⁹⁰ farklı asit uygulama tekniklerinin universal adezivlerin dentine bağlanma dayanımı ve kırılma dayanımı üzerine etkisini değerlendirdikleri çalışmada tek aşamalı self-etch moduna göre etch-and-rinse modunda önemli ölçüde daha düşük bağlanma dayanımı değerleri buldu. Daneshkazemi ve ark.⁹¹ iki universal adezivin dentine self-etch ve etch-and-rinse modda uygulamanın mikro makaslama bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmalarında self-etch modda Scotch Bond Universal'in en yüksek mikro makaslama bağlanma dayanımına sahip olduğunu buldu. Bu tez çalışmasında, tüm test gruplarından elde edilen, μ SBS değerleri, dentine bağlanma dayanımı üzerine yapılan literatürdeki çalışmalarda bildirilen değerlerden daha düşük tespit edildi⁹⁰⁻⁹². Bu bulgu, diğer çalışmalarda kullanılan dişlerin farklılığı ve farklı organik, mineral bileşimi ve su içeriği ile açıklanabilir.

Bu tez çalışmasında mikro makaslama bağlanma dayanım testi 0,8 mm iç, 1mm dış çapa sahip şeffaf tüplerin kullanılması ile hazırlanan örnekler üzerinde test edildi^{8,93,94}.

Dentine yapılan direkt kompozit rezin restorasyonların başarısı esas olarak adeziv sistemler ile etkileşimde olan kollajen fibriller ve hibrit tabaka oluşumuna bağlıdır⁹⁵. Fosforik asite maruz bırakılan demineralize dentine, “hibrit tabaka” oluşturmak için adeziv rezin ile tamamen infiltre edilmelidir^{96,97}. Hibrit tabaka, polimer zincirleri tarafından sarılmış tip I kollajen fibrillerinden ve proteoglikanlardan oluşan bir yapıdır^{96,98}. Bu kollajen fibriller restorasyonda esas olarak mekanik ve hidrolik yorgunluğun neden olduğu mikrosızıntıların varlığında degradasyona karşı savunmasız hale gelir.

Ayrıca, MMP'lerin ve sistein katepsinlerin aktivasyonu da kollajen fibrillerdeki bozulmayı hızlandıran etkenlerdir⁹⁹. MMP'ler, uyum içinde pratik olarak tüm ECM bileşenlerini parçalayabilen ve onları birçok biyolojik ve patolojik süreçte önemli bileşenler haline getiren Zn^{2+} ve Ca^{2+} a bağımlı enzimler ailesidir. Çoğu MMP, odontoblastlardan proenzimler biçiminde sentezlenir ve salınır¹⁰⁰. MMP'ler, düşük pH'lı bir mikro ortamda aktive olurlar⁸⁶. pH değişiklikleri propeptitin konformasyonunu değiştirebilir. Bu, sistein geçişini indükler ve enzimin aktivasyonunda önemli bir adımı temsil eder⁸⁶.

Çürük ile ilgili olarak, konak dentin kaynaklı MMP'ler, karyojenik bakteriler tarafından üretilen laktat tarafından oluşturulan asidik pH altında aktive edilebilir¹⁰¹. Bakterilerden salınan asitler pH'ı düşürür ve çürük süreçleri sırasında dentinden konak kaynaklı pro-MMP'leri daha da aktive eder¹⁰¹. Aktive nötral proteinazlar, tükürük ile tamponlanamaması halinde demineralize dentin matrisini sindirebilir¹⁰¹.

Dentin dokusu farklı MMP'ler içerir: kolajenaz MMP-8¹⁰², jelatinazlar MMP-2 ve -9¹⁰³⁻¹⁰⁷, stromelisin MMP-3¹⁰⁸ ve minelisin MMP-20¹⁰⁹. Bu MMP'ler diş gelişimi sırasında aktif rol oynarlar¹¹⁰. Dentin dokusu mineralize olduğu sürece dentin proteazları yapısal olarak stabil kalır¹¹¹.

Dentin dokusundaki MMP'ler, adeziv sistemlerin asidik özellikleriyle de aktive edilebilir. Nishitani ve ark.¹¹¹ ve Tay ve ark.¹¹² göre hafif asitlerin dentin MMP'lerini aktive ettiği bilinmektedir. Asidik monomerlerden sadece MMP'ler değil, aynı zamanda sistein katepsinler de aktive edilir, bu da hibrit tabaka kollajeninin parçalanmasında etkisi olduğu düşünülen MMP-katepsin etkileşimlerine neden olur³³.

Mazzoni ve ark.¹⁰³ yaptıkları çalışma ile ER sistemlerin ve Nishitani ve ark.¹¹¹ yaptıkları çalışmada ise self-etch adeziv sistemlerin, demineralize dentindeki jelatinazları (MMP-2 ve MMP-9) ve kolajenazları yeniden aktive etme yeteneğine sahip olduğunu gösterdi.

Lehmann ve ark.'nın¹¹³ yaptığı çalışma dentin dokusunda self-etch adeziv sistemlerin kullanılmasından sonra odontblastlarda MMP-2 ve pro-MMP-9 ekspresyonunun arttığını gösterdi.

Mazzoni ve ark.¹⁰⁴, gerçekleştirdikleri çalışmada, hem MMP-2 hem de MMP-9'un esas olarak intertübüler kollajen fibril ağında ve kollajen fibriller boyunca lokalize olduğunu bildirdi. Boushell ve ark.¹¹⁴ MMP-2'nin insan koronal dentini boyunca mevcut olduğunu, ancak en yoğun mine-dentin birleşimine (DEJ) bitişik 9-10 µm'lik bir bölgede ve pre-dentine bitişik 90-200 µm genişliğindeki bir bölgede bulunduğunu gösterdi.

Pashley ve ark.¹¹⁵ ER yaklaşımında dentinin asitle pürüzlendirilmesi için %35-37'lik fosforik asit (pH 0.7-1) kullanımının, başlangıçta, MMP'leri denatüre ettiğini ve düşük pH nedeniyle mineralize dentin içinde hapsolmuş pro-MMP'leri etkisiz hale getirdiğini bildirdi.

Bu tez çalışmasında U-ER grubunda T1'de yapılan μ SBS ölçümlerinin T0'da yapılan ölçümlerden istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermemiştir. Farklılık görülmemesinin sebebi fosforik asit uygulaması sonucu dentin içinde hapsolmuş pro-MMP'lerin etkisiz hale gelmesi ile açıklanabilir.

Bu tez çalışmasında, kullanılan her iki adeziv sistem, yapısında HEMA, Bis-GMA ve 10-MDP gibi fonksiyonel monomerler içerir. Fonksiyonel monomerler, diş dokusu ile adeziv arayüzeyin etkileşimini düzenledikleri için adeziv sistemlerin önemli bileşenleri olarak kabul edilir. Tipik olarak, adezivler, bağ kuvvetlerini artırmak, diğer monomerlerin difüzyonunu ve penetrasyonunu iyileştirmek ve hatta antimikrobiyal etki sağlamak amacıyla bileşimlerinde fonksiyonel monomerler içerir¹¹⁶.

HEMA, dental adeziv sistemlerde en çok kullanılan monomerlerdendir. Bu fonksiyonel monomer, düşük moleküler ağırlığı nedeniyle dentin yapısının ıslanabilirliği ve difüzyonunun iyileştirilmesi amacıyla kullanıma sunulur. HEMA oldukça hidrofiliktir ve diğer monomerlerin adezyonunu ve penetrasyonunu destekler^{117,118}. HEMA'nın bu özelliklerine rağmen, 2018 yılında yapılan bir sistematik inceleme ve meta-analiz, HEMA içeren adeziv ile HEMA içermeyen adeziv sistemlerin benzer klinik davranış sergilediğini raporlar¹¹⁹.

Zamanla, HEMA molekülünün yüksek hidrofilik özelliği, adeziv arayüzünün hidrolitik bozunmasına neden olan artan su emilimini teşvik eder^{120, 121}. HEMA bu özelliği sebebi ile uzun vadede bağlantı dayanımını tehlikeye atabilir. Bu nedenle, adeziv sistemlere, bağlantı dayanımını artırmaya ve adeziv arayüzün ömrünü uzatmaya yardımcı olan diğer monomerlerin eklenmesi önemlidir.

Takahashi ve ark.¹²² HEMA içeren ve içermeyen tek aşamalı self-etch adeziv sistemlerin su emilimini ve gerilim bağlanma dayanımı özelliklerini uzun dönemde inceledikleri çalışmalarında HEMA içeren adeziv sistemlerde zamanla su emilimi artarken, bağlanma dayanımının azaldığını tespit etti. Benzer şekilde, bu tez çalışmasında değerlendirilen adeziv sistemlerin her ikisi de HEMA içermektedir ve uzun dönem tüm test edilen gruplarda görülen, mikromakaslama bağlanma dayanım değerlerindeki düşüşü, bu durum açıklamaktadır.

Adeziv sistemlere, adeziv katmanın hem reaktivitesinin hem de mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi için, Bis-GMA gibi nispeten viskoz, çapraz bağlanan baz monomerler eklenir. Bis-GMA, bir baz monomer olarak, BPA kontaminasyonu potansiyeli taşımaktadır. Bu kontaminasyon riski düşük olsada yapılan çalışmalar, Bis-GMA içeren ticari materyallerden kaynaklandığını göstermez¹²³. Ayrıca, Bis-GMA yüksek viskoziteye sahiptir. Bu yüksek viskozite adeziv formülasyonların dentin tübülllerinde potansiyel difüzyonunu azaltır¹²⁴.

Bu tez çalışmasında, değerlendirilen adeziv sistemlerin tümü, bir ucu hidrofobik ve diğer ucu hidrofilik özelliğe sahip çok işlevli monomer olan 10-MDP içerir. MDP, dental adezivlerde kullanılan en hidrofobik fonksiyonel monomer olup, bağlanma dayanıklılığını artırır ve adeziv arayüzeyde zamanla hidrolizi önler⁵⁰. Ayrıca, 10-MDP'nin hidrofobik özelliği, adeziv solüsyonun stabilitesini ve etkin yarı ömrünü artırır.

MDP, dişin sert dokularında bulunan hidroksiapatitin yapısındaki kalsiyum ile iyonik bağ oluşturan birkaç monomerden biridir. MDP-Ca tuzları, büyük bir stabilite, hidrolize karşı direnç ve yüksek uzun ömürlülüğe sahiptir, adeziv ara yüzeyinde direnç ve sulu ortamda stabilite sağlar¹²⁵. Bu özellik, dirençli hibrit tabaka oluşumuna yardımcı olur⁵⁰.

Perdigao ve Loguercio¹²⁶ yaptıkları çalışmada, Clearfil SE Bond'un 8 yılı aşkın süredir yüksek klinik başarı oranına sahip olma nedeni olarak MDP'yi gösterir ve MDP içeren universal adeziv sistemlerin, klinik başarılı sonuçlar göstermesi buna bağlanır.

Adeziv sistemlerin başarısında, hidrofilik rezin monomerlerin kollajen fibrilleri içine nüfuz etmesine izin vermesi, hibrit tabakanın oluşumuna izin vermesi ve bağlanmayı desteklemesi için suyun varlığı önemlidir. Ayrıca, stabil bir hibrit tabaka oluşturmak için dentin tabakasında su bulunması gereklidir¹²⁷. Öte yandan, bağlantı arayüzünün uzun süreli hidrolizinden de su sorumludur¹²⁷.

Adeziv sistemlerde aseton ve etanol gibi organik solventler suya tercih edilir, çünkü bu solventler rezin monomerlerinin kollajen fibrillere sızmasını teşvik ederek daha iyi adeziv bağlantının sağlanmasını destekler¹²⁷. Mair ve Padipatvuthikul'a¹²⁸ göre, organik solventler, dentin içinde bulunan su molekülleri ile yer değiştirir. Ancak, adeziv arayüzeyde rezidüel solvent varlığı, polimerizasyon reaksiyonunda bozulmalara neden olup, adezyonun

başarısını düşürebilir. Bu yüzden, solventlerin buharlaşma kapasitesi ne kadar iyi ise, adeziv arayüzeyde rezidüel solvent miktarı o kadar düşük olur¹²⁹.

Literatürde, suyun uzun vadede olumsuz etkilerinin azaltılması amacıyla, hidrofobik adeziv sistemlerle birlikte etanol ile nemli bağlama tekniği önerilir¹³⁰. Etanol, dentin tübülleri etrafındaki ve kollajen mikrofibrillerdeki serbest ve gevşekçe bağlı suyu uzaklaştırmak ve değiştirmek için kullanılır, böylece lifler arası boşluklar etanol ile doldurulur^{131, 132}. Etanol, daha az hidrojen bağlama kapasitesine sahip bir çözücüdür¹³³. Etanol, bağlantı arayüzünün hidrolizini engeller ve hibrit tabakanın oluşumu için rezin monomerlerin uygun şekilde sızmasına izin verir^{134, 135}. Bu tez çalışmasında, değerlendirilen iki aşamalı self-etch ve universal adeziv sistemlerin her ikisi de yapısında etanol içerir.

Self-etch adeziv sistemlerin popüleritesi, daha az klinik aşama ve yeterli bağlanmanın bir sonucu olarak, kullanıcı dostu özelliklerinden dolayı arttı¹³⁶. Bu tür adezivler, eşzamanlı demineralizasyon ve rezin infiltrasyonunu teşvik ederek, adeziv penetrasyonunda daha düşük başarısızlık riskine yol açar. Self-etch adeziv sistemler, etch-and-rinse tekniğinde gözlenen olası sorunları azaltır; dentin tübüllerinde daha iyi kapama sağlar ve daha homojen bir hibrit tabaka oluşturur. Bu durum daha az postoperatif hassasiyetle sonuçlanır¹²⁷.

Bununla birlikte, self-etch adeziv sistemlerin ömrü asidik monomerlerin seviyesine bağlıdır, çünkü bunlar sadece bağlantı dayanımını değil aynı zamanda stabilitesini de etkiler. Bu nedenle, dentine adezyon için şu anda hafif bir self-etch adeziv önerilir¹³⁷. Ayrıca, fosforik asit uygulamasının olmaması ile kollajen fibrillerinin bozunması azaltılabilir ve bu da bağlantının zamanla stabilitesini doğrudan etkiler¹³⁷. Ancak bu tez çalışmasının sonuçları bu bilgileri desteklememektedir.

Adeziv işlemlerin klinik olarak uygulama aşamalarının basitleştirilmesi ticari bir strateji olarak hedeflenmektedir. Bu amaçla "universal/ multimode" olarak adlandırılan adeziv sistemler kullanıma sunuldu. Universal adeziv ajanların çoğu, iki aşamalı etch-and-rinse ve tek aşamalı self-etch adeziv sistem olarak uygulanır⁴²⁻⁴⁴.

Tüm adeziv sistemlerin güçlü ve zayıf yönleri vardır. Genel olarak, etch-and-rinse modundaki adezivler hidrofobiktir ve bu nedenle dayanıklı adezivlerdir, ancak fosforik asitle pürüzlendirme ile birlikte kullanılmaları gerekir²⁷. Bu uygulama işlemi her zaman en uygun

yaklaşım değildir ve dentin için agresif olarak kabul edilen bir yöntemdir²⁷. Self-etch sistemler, dentini fosforik asit ile pürüzlendirmeden kaçınır ve self-etch veya selektif-etch yaklaşımlarıyla birlikte kullanılabilir, ancak daha hidrofiliktirler ve bu nedenle degradasyona eğilimlidirler¹³⁸. Son olarak, universal adeziv sistemler, fosforik asitle pürüzlendirme ile veya pürüzlendirme olmadan kullanılabilir ve çok aşamalı adezivlerden daha fazla hidrofilikliğe sahiptirler¹³⁹. Universal adezivlerin, self-etch ve etch-and-rinse modlarındaki bağlantı dayanımı gücü tartışmalıdır^{90, 140, 141}.

Takamizawa ve ark.⁹⁰ universal adezivlerin farklı modlarda dentine bağlantı dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında; etch-and-rinse modunda uygulandığında Clearfil SE Bond'un bağlantı dayanımında azalma olduğunu bildirir.

Atalay ve ark.¹⁴² çürüksüz servikal lezyonlar için etch-and-rinse ve self-etch modlarında Scotchbond Universal adezivin bağlantı dayanımını ölçtükleri çalışmada, bu adezivin tüm modlarda kabul edilebilir klinik sonuçlar verdiğini; ancak self-etch modunda, etch-and-rinse modundan daha fazla renk bozulmasına ve marjinal bozulmaya neden olduğunu bildirir.

Valizade ve ark.¹⁴³ Single Bond, Scotchbond Universal ve Clearfil SE Bond'un dentine μ SBS'sini etch-and-rinse ve self-etch modlarında ölçtüler ve μ SBS değerlerinin SE modunda maksimum olduğunu ancak farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirir. Araştırmacılar, dentin yüzeyinde daha az demineralizasyonu nedeniyle self-etch modunun kullanılmasını önerir.

Wagner ve ark.⁷ ön asitlemenin universal adezivlerin dentine penetrasyon derinliğini iyileştirdiğini ancak, 24 saatlik depolama veya 5000 termal döngüden sonra bağlanma kuvvetini etkilemediğini belirtir. Bu tez çalışması sonucunda da U-ER grubunda T0 ve T1'de yapılan μ SBS ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir.

Brkanovi'c ve ark.¹⁴⁴ farklı universal adeziv sistemlerin dentine bağlanma gücünü değerlendirdikleri çalışmalarında makaslama bağlanma dayanımının termal döngü sonrası tüm gruplarda azaldığını tespit etmiştir. Benzer şekilde bu çalışma sonuçlarına göre de, SE ve U-SE gruplarında T1'de yapılan ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş vardır.

Cuevas-Suarez ve ark.¹⁴⁵ yaptıkları in vitro çalışmaların sistematik değerlendirmesinde, universal adezivlerin mine dokusuna bağlanma dayanımının adeziv öncesinde asitle pürüzlendirme ile iyileştiğini, dentin dokusunda ise bağlanma dayanım performansının ve stabilitesinin, adezivlerin pH'ına bağlı olduğunu gösterir.

Farklı üreticiler, farklı pH değerlerine sahip farklı tipte universal adezivler üretir^{50,90, 137}. Universal adezivlerin bileşimi, geleneksel self-etch adeziv sistemlerden farklıdır. Çoğu, hidroksiapatitin bileşiminde bulunan kalsiyum ile iyonik bağlar oluşturabilen karboksilat monomerler veya fosfat bileşikler içerir³⁸.

Bu tez çalışmasında, kullanılan iki aşamalı self-etch adeziv (Clearfil SE Bond, Kuraray Noritake Dental, Japonya) pH'ı 2 dir ve hafif pH'a ($pH \approx 2$) sahiptir. Değerlendirilen tek aşamalı universal adeziv sistem (Clearfil S³ Bond Universal, Kuraray Noritake Dental, Japonya) ise 2.7 pH'a sahiptir ve ultra hafif olarak ($pH \geq 2.5$) nitelendirilir. Bu tip, ultra hafif pürüzlendirme özelliğine sahip adeziv sistemler, dentin tabakasındaki kollajen fibrilleri açığa çıkarmamaktadır^{146,147}. Hibrit tabaka kalınlığının 1 μm 'dan az (nano etkileşim) olduğu bildirilir¹⁴⁶. Duke ve Lindemuth yaptıkları çalışma ile ultra hafif pH'a sahip adeziv sistemlerin kollajene bağlı artık hidroksiapatiti koruduğu ve hibridizasyon yoluyla mikromekanik kilitleme için yeterli yüzey pürüzlülüğü elde edildiğini bildirir¹⁴⁸.

Bu tez çalışması sonuçlarına göre, dentin adeziv sistemlerin mikro makaslama bağlanma dayanımları karşılaştırıldığında iki aşamalı self-etch adeziv sistemin başlangıç ve 1 yıllık yaşlanma simülasyonu sonrası, self-etch modda kullanılan universal adeziv sistemden daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterdiği tespit edildi. Bu sonuç, değerlendirilen iki aşamalı self-etch adeziv sistemin universal adeziv sistemden daha yüksek asiditeye sahip olması ile açıklanabilir. Hafif ve ultra hafif olan iki adeziv sistem arasında daha asidik olan sistemin yüzeyde daha derin demineralizasyona neden olduğu ve dentine daha iyi mikromekanik kenetlenme sağladığı düşünülür.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu *in vitro* çalışmanın sınırları dahilinde;

1. Yaşlandırma işlemi uygulanmadığında veya uygulandığı gruplardan iki aşamalı SE adeziv grupları en yüksek μ SBS değerleri gösterdi.
2. Çalışmadan elde edilen tüm bu bulguların doğrultusunda dentine bağlanma dayanımı asit ile pürüzlendirme protokolünde net bir şekilde daha düşük bulundu.
3. İki aşamalı SE adeziv grubu ve universal adezivin SE modda uygulanan grubunda yaşlandırma sonrası μ SBS değerleri anlamlı düzeyde azalma gösterdi. Universal adezivin ER modda uygulandığı grupta μ SBS değerlerinde bir düşüş gözlenmedi.

Tüm bu bulgular klinik uygulamalarda materyal seçiminde göz önünde bulundurulmalıdır. Yaşlanma protokolü sonrası, SE ve U-SE gruplarında gözlenen düşüşün daha detaylı araştırılması için, konu hakkında gerek *in vitro* gerekse *in vivo* başka çalışmaların yapılmasına gereksinim bulunmaktadır.



KAYNAKLAR

1. Opdam NJ, Bronkhorst EM, Loomans BA, Huysmans MC. 12-year survival of composite vs. amalgam restorations. *J Dent Res.* 2010; 89: 1063–1067.
2. da Rosa Rodolpho PA, Cenci MS, Donassollo TA, Loguércio AD, Demarco FF. A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings. *J Dent.* 2006; 34: 427–435.
3. Tran XV, Tran KQ. Microleakage and characteristics of resin-tooth tissues interface of a selfetch and an etch-and-rinse adhesive systems. *Restor Dent Endod.* 2021; 46: 30-43.
4. Perdiago J, Araujo E, Ramos RQ, Gomes G, Pizzolotto L. Adhesive dentistry: Current concepts and clinical considerations. *J Esthet Restor Dent.* 2021; 33: 51–68.
5. Muñoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NHC. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent.* 2013; 41: 404-411.
6. McLean D, Meyers E, Guillory V, Vandewalle K. Enamel bond strength of new universal adhesive bonding agents. *Oper Dent.* 2015; 40: 410-417.
7. Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent.* 2014; 42: 800- 807.
8. Loguercio AD, Muñoz MA, Luque-Martinez I, Hass V, Reis A, Perdigão J. Does active application of universal adhesives to enamel in self-etch mode improve their performance? *J Dent.* 2015, 43: 1060-1070.
9. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic. *J Can Dent Assoc.* 2003; 69: 726-732.
10. Itthagarun A, Tay FR. Self-contamination of deep dentin by dentin fluid. *Am J Dent.* 2000; 13:195–200.
11. Sezinando A. Looking for the ideal adhesive – A review. *Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac.* 2014; 55: 194–206.
12. Thesleff I, Sharpe P. Signalling networks regulating dental development. *Mech Dev.* 1997; 67: 111-123.
13. Lacruz RS, Habelitz S, Wright JT, Paine ML. Dental enamel formation and implications for oral health and disease. *Physiol Rev.* 2017; 97: 939–993.
14. Habelitz S. Materials engineering by ameloblasts. *J Dent Res.* 2015; 94: 759–767.
15. Wang R, Niu L, Li Q, Liu Q, Zuo H. The peritubular reinforcement effect of porous dentine microstructure. *Plos J.* 2017; 12: 1-15.
16. Guirado E, George A. Dentine matrix metalloproteinases as potential mediators of dentine regeneration. *Eur Cell Mater.* 2022; 42: 392–400.

17. Avery J. Oral Development and Histology. 3rd edition. New York, Thieme. 2002; 3: 153-225.
18. Summiste JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS. Fundamentals of Operative Dentistry. A Contemporary Approach. Third Edition. 2006 Quintessence Publishing.
19. Giannini M, Carvalho RM, Martins LRM, Dias CTS, Pashley DH. The influence of tubule density and area of solid dentin on bond strength of two adhesive systems to dentin. *J Adhes Dent*. 2001; 3: 315-324.
20. Ayaz F, Tağtekin D, Yanıkoğlu F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. *J Dent Fac Atatürk Uni*. 2011;4: 49-56.
21. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry. 4th Edition. Missouri: Mosby; 2002.
22. Leme-Kraus AA, Phansalkar RS, dos Reis MC, Aydın B, Sousa ABS, Alania Y, McAlpine J, Chen SN, Pauli GF, Bedran-Russo AK. Dimeric proanthocyanidins on the stability of dentin and adhesive biointerfaces. *J Dent Res*. 2020; 99: 175–181.
23. Bostancıoğlu SE, Tamam E. Mineye ve dentine adezyon. Demir H, Eraslan M, Güler A, editör. Sağlık bilimlerinde akademik çalışmalar. 2019; 1 :56-77.
24. Farge P, Alderete L, Ramos SM. Dentin wetting by three adhesive systems: influence of etching time, temperature and relative humidity. *J Dent*. 2010; 38: 698–706.
25. Ricci HA, Scheffel DLS, de Souza Costa CA, dos Santos FJ, Jafelicci Jr M, Hebling J. Wettability of chlorhexidine treated non-carious and caries-affected dentine. *Aust Dent J*. 2014; 59: 37–42.
26. Rosales JI, Marshall GW, Marshall SJ, Watanabe LG, Toledano M, Cabrerizo MA, Osorio R. Acid-etching and hydration influence on dentin roughness and wettability. *J Dent Res*. 1999; 78: 1554–1559.
27. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, Carrilho M, Tezvergil-Mutluay A. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater J*. 2011; 27; 1–16.
28. Watanabe I, Saimi Y, Nakabayashi N. Effect of smear layer on bonding to ground dentin. Relationship between grinding conditions and tensile bond strength. *Dent Mater J*. 1994; 13: 101–108.
29. Oliveira SSA, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall Jr GW. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dent Mater J*. 2003; 19: 758–767.
30. Takagaki T, Nikaido T, Tsuchiya S, Ikeda M, Foxton RM, Tagami J. Effect of hybridization on bond strength and adhesive interface after acid-base challenge using 4-META/MMA-TBB resin. *Dent Mater J*. 2009; 28: 185–193.

31. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H. In vitro degradation of resin–dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. *Biomater*. 2003; 24: 3795–3803.
32. Mazzoni A, Scaffa P, Carrilho M, Tjäderhane L, Di Lenarda R, Polimeni A, Tezvergil-Mutluay A, Tay FR, Pashley DH, Breschi L. Effects of etch-and-rinse and self-etch adhesives on dentin MMP-2 and MMP-9. *J Dent Res*. 2013; 92: 82–86.
33. Wang Y, Spencer P. Effect of acid etching time and technique on interfacial characteristics of the adhesive–dentin bond using differential staining. *Eur J Oral Sci*. 2004; 112: 293–299.
34. Perdigão J, Sezinando A, Gomes G. Microtensile bond strengths and interfacial examination of a polyalkenoate-based 1-step adhesive. *Am J Dent*. 2011; 24: 215–220.
35. Ali AF, Abo-Elezz AF, Safy RK. The effect of polyacrylic acid and sodium trimetaphosphate on dentin hybrid layer remineralization: An in vitro study. *J Clin Exp Dent*. 2022; 14: 827-833.
36. Vermelho PM, Reis AF, Ambrosano GMB, Giannini MJCo. Adhesion of multimode adhesives to enamel and dentin after one year of water storage. *Clinical oral investigations*. 2017; 21: 1707-1715.
37. Perdigao J. Current perspectives on dental adhesion: (1) Dentin adhesion – not there yet. *JDSR* .2020; 56:190–207.
38. Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Ann Stomatol*. 2017; 8: 1-17.
39. Swift EJ, Jr. Bonding systems for restorative materials—A comprehensive review. *Pediatr Dent*. 1998; 20: 80–84.
40. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: From first to sixth generation. *J Am Dent Assoc*. 2000; 131:20–25.
41. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Oper. Dent*. 2003; 28: 215–235.
42. Isolan CP, Valente LL, Munchow EA, Basso GR, Pimentel AH, Schwantz JK, V da Silva A, R Moraes R. Bond strength of a universal bonding agent and other contemporary dental adhesives applied on enamel, dentin, composite and porcelain. *Appl Adhes Sci*. 2014; 2: 25-35.
43. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, De Munck J. Dentin bonds of universal adhesives Bonding effectiveness of a new “multi-mode” adhesive to enamel and dentine. *J Dent*. 2012; 40: 475-484.
44. Perdigão J, Sezinando A, Monteiro PC. Effect of substrate age and adhesive composition on dentin bonding. *Oper Dent*. 2013; 38: 267-274.

45. Carvalho RM, Mendonca JS, Santiago SL, Richard da Silveira R, Garcia FCP, Tay F, Pashley DH. Effects of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin. *J Dent Res*. 2003; 82: 597-601.
46. Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free acetone-based, single-bottle primer/adhesives. *Dent Mater J*. 1996; 12: 236-244.
47. Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater J*. 2001;17: 430–444.
48. Cehreli ZC, Altay N. Effects of a nonrinse conditioner and 17% ethylenediaminetetraacetic acid on the etch pattern of intact human permanent enamel. *Angle Orthod*. 2000; 70: 22–27.
49. Alex G. Universal adhesives: The next evolution in adhesive dentistry? *Compend. Contin Educ Dent*. 2015; 36: 15–26.
50. Chen C, Niu LN, Xie H, Zhang ZY, Zhou LQ, Jiao K, Chen JH, Pashley DH, Tay FR. Bonding of universal adhesives to dentine: Old wine in new bottles? *J Dent*. 2015; 43: 525-536.
51. Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, Ogawa T, Osaka A, Van Meerbeek B. Self-assembled nano-layering at the adhesive interface. *J Dent Res*. 2012; 91: 376–381.
52. Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, Osorio R, Radovic I, Polimeni A, Ferrari M. Hydrolytic stability of composite repair bond. *Eur J Oral Sci*. 2007; 115: 417-424.
53. Weir MD, Moreau JL, Levine ED, Strassler HD, Chow LC, Xu HHK. Nanocomposite containing CaF₂ nanoparticles: Thermal cycling, wear and long-term water-aging. *Dent Mater J*. 2012; 28: 642–652.
54. Şengün A, Öztürk B, Ülker M, Dişçioğlu F, Özer F. Effect of thermocycling on marginal leakage of a composite resin. *GÜ Dişhek Fak Derg*. 2005; 22: 163-168.
55. Rossomando KJ, Wendt SL. Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. *Dent Mater J*. 1995; 11: 47-51.
56. Bumrungruan C, Sakoolnamarka R. Microshear bond strength to dentin of self-adhesive flowable composite compared with total-etch and all-in-one adhesives. *J Dent Sci*. 2016; 11: 449-456.
57. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, Monaco A. Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014; 29: 295-308.
58. Sund-Levander M, Forsberg C, Wahren LK. Normal oral, rectal, tympanic and axillary body temperature in adult men and women: A systematic literature review. *Scand J Caring Sci*. 2002; 16: 122-128.

59. Eliassona ST, Dahla JE. Effect of thermal cycling on temperature changes and bond strength in different test specimens. *Biomater Investig Dent*. 2020; 7: 16-24.
60. Tanaka T, Kamada I, Matsumura H, Atsuta M. A comparison of water temperatures for thermocycling of metal-bonded resin specimens. *J Prosthet Dent*. 1995; 74: 345-349.
61. Kitasako Y, Burrow M, Nikaido T, Tagami J. The influence of storage solution on dentin bond durability of resin cement. *Dent Mater J*. 2000; 16: 1-6.
62. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*. 1999; 27: 89–99.
63. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater J*. 2004; 20: 963-71.
64. De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dent Mater J*. 2005; 21: 999-1007.
65. Barkmeier WW, Cooley R. Laboratory evaluation of adhesive systems. *Oper Dent*. 1992; 17: 50-61.
66. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Sinono Y, Fernandes CA, Tay F. The microtensile bond test: a review. *J Addesive Dent*. 1999; 1: 299-309.
67. Braga RR, Meira JBC, Boaro LCC, Xavier TA. Adhesion in dentistry– analyzing bond strength test methods, variables and outcomes. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Academy of Dental Materials Annual Meeting – Portland, Oregon, USA*. 2009; 29-31.
68. Abreu A, Loza MA, Elias A, Mukhopadhyay S, Looney S, Rueggeberg FA. Tensile bond strength of an adhesive resin cement to different alloys having various surface treatments. *J Prosthet Dent*. 2009; 101: 107-118.
69. Kern M, Barloi A, Yang B. Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *J Dent Res*. 2009; 88: 817-822.
70. Inokoshi M, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B. Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics. *J Dent Res*. 2014; 93: 329-34.
71. Greig V. Craigs. *Restorative dental materials*. *Br Dent J*. 2012; 213: 96-8.
72. Ismail AM, Bourauel C, ElBanna A, Salah Eldin T. Micro versus macro shear bond strength testing of dentin-composite interface using chisel and wireloop loading techniques. *Dent J*. 2021; 9: 140-151.
73. Ereifej N, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. Experimental and FE shear-bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics. *Dent Mater J*. 2011; 27: 590–597.

74. Senawongse P, Harnirattisai C, Shimada Y, Tagami J. Effective bond strength of current adhesive systems on deciduous and permanent dentin. *Oper Dent*. 2004; 29: 196-202.
75. Dal Piva AMdO, Mendes Tribst JP, Bottino MA. Evaluation of shear bond strength and shear stress on zirconia reinforced lithium silicate and high translucency zirconia. *J Oral Res*. 2018; 7: 30–36.
76. Fornazari IA, Brum RT, Rached RN, de Souza EM. Reliability and correlation between microshear and microtensile bond strength tests of composite repairs. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020; 103: 103607.
77. Tartıcı T, Gür G. Farklı kavite dezenfektanlarının farklı etching modlarda uygulanan universal adezivinin mikro makaslama bağlanma dayanımına etkisi. *Uzmanlık Tezi*. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi. 2020.
78. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Cavallo R, Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – Evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater J*. 1994; 10: 236-240.
79. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent*. 2001; 3: 237-245.
80. Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *J Dent Res*. 1999; 78: 699-705.
81. Ferrari M, Goracci C, Sadek F, Eduardo P, Cardoso C. Microtensile bond strength tests: scanning electron microscopy evaluation of sample integrity before testing. *Eur J Oral Sci*. 2002; 110: 385-391.
82. Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PE, Ferrari M. Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths. *Dent Mater J*. 2004; 20: 643-654.
83. Ghassemieh E. Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries. *Dent Mater J*. 2008; 24: 536-547.
84. Bouillaguet S, Ciucchi B, Jacoby T, Wataha JC, Pashley D. Bonding characteristics to dentin walls of Class II cavities, in-vitro. *Dent Mater J*. 2001; 17: 316-321.
85. Butler WT, Brunn JC, Qin C. Dentin extracellular matrix (ECM) proteins: comparison to bone ECM and contribution to dynamics of dentinogenesis. *Connect Tissue Res*. 2003; 44: 171–178.
86. Zhang S, Kern M. The role of host-derived dentinal matrix metalloproteinases in reducing dentin bonding of resin adhesives. *Int J Oral Sci*. 2009; 1: 163–176.
87. Mjör IA. Dentin permeability: the basis for understanding pulp reactions and adhesive technology. *Braz Dent J*. 2009; 20: 3-16.

88. Fattah Z, Jowkar Z, Rezaeian S. Microshear bond strength of nanoparticle-incorporated
7. conventional and resin-modified glass ionomer to caries-affected dentin. *Int J Dent*. 2021; 1: 1-8.
89. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LH, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. *Dent Mater J*. 2010; 26: 50-62.
90. Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Berry TP, Watanabe H, Erickson RL, Latta MA, Miyazaki M. Influence of different etching modes on bond strength and fatigue strength to dentin using universal adhesive systems. *Dent Mater J*. 2016; 32: 9-21.
91. Daneshkazemi P, Ghasemi A, Daneshkazemi A, Shafiee F. Evaluation of micro shear bonding strength of two universal dentin bondings to superficial dentin by self etch and etch-and-rinse strategies. *J Clin Exp Dent*. 2018; 10: 837-843.
92. Tokuyama Universal Bond Presentation-Tinman Dental. (2017, May-June). Available from: <https://www.tinmandental.com/estore/images/TOKUYAMA-Powerpoint-rs.pdf>.
93. Arslan S, Balkaya H, Çakir NN. Efficacy of different endodontic irrigation protocols on shear bond strength to coronal dentin. *J Conserv Dent*. 2019; 22: 223–227.
94. Shafiei F, Dehghani Z, Tavangar MS. Effect of natural antioxidants on bond strength recovery of resin-modified glass ionomers to the NaOCl-affected pulp chamber dentin. *Clin Exp Dent Res*. 2022; 9: 1–5.
95. Borgo GO, Vieira-Junior WF, Theobaldo JD, Aguiar FHB, and Lima DANL. Effect of dentin pretreatment with arginine on microshear bond strength of etch-and-rinse or self-etch adhesive systems. *Eur J Dent*. 2019; 13: 199–205.
96. Breschi L, Prati C, Gobbi P, Pashley D, Mazzotti G, Teti G, Perdigão J. Immunohistochemical analysis of collagen fibrils within the hybrid layer: a FEISEM study. *Oper Dent*. 2004; 29: 538–546.
97. Toledano M, Perdigao J, Osorio E, Osorio R. Influence of NaOCl deproteinization on shear bond strength in function of dentin depth. *Am J Dent*. 2002; 15: 252–255.
98. Breschi L, Perdigao J, Gobbi P, Mazzotti G, Falconi M, Lopes M. Immunocytochemical identification of type I collagen in acid-etched dentin. *J Biomed Mater Res A*. 2003; 66: 764–769.
99. Tjäderhane L, Nascimento F D, Breschi L. Optimizing dentin bond durability: control of collagen degradation by matrix metalloproteinases and cysteine cathepsins. *Dent Mater J*. 2013; 29: 116–135.
100. Tjaderhane L, Palosaari H, Wahlgren J, Larmas M, Sorsa T, Salo T. Human odontoblast culture method: the expression of collagen and matrix metalloproteinases (MMPs). *Adv Dent Res*. 2001; 15: 55–58.

101. Chaussain-Miller C, Fioretti F, Goldberg M, Menashi S. The role of matrix metalloproteinases (MMPs) in human caries. *J Dent Res*. 2006; 85: 22–32.
102. Sulkala M, Tervahartiala T, Sorsa T, Larmas M, Salo T, Tjaderhane L. Matrix metalloproteinase-8 (MMP-8) is the major collagenase in human dentin. *Arch Oral Biol*. 2007; 52: 121-127.
103. Mazzoni A, Pashley DH, Nishitani Y, Breschi L, Mannello F, Tjaderhane L, Toledano M, Pashley EL, Tay FR. Reactivation of inactivated endogenous proteolytic activities in phosphoric acid-etched dentine by etch-and-rinse adhesives. *Biomater*. 2006; 27: 4470–4476.
104. Mazzoni A, Pashley DH, Tay FR, Gobbi P, Orsini G, Ruggeri A Jr, Carrilho M, Tjäderhane L, Di Lenarda R, Breschi L. Immunohistochemical identification of MMP-2 and MMP-9 in human dentin: correlative FEI-SEM/TEM analysis. *J Biomed Mater Res A*. 2009. 88: 697–703.
105. Martin-De Las Heras S, Valenzuela A, Overall CM. The matrix metalloproteinase gelatinase A in human dentine. *Arch Oral Biol*. 2000; 45: 757-765.
106. Mazzoni A, Mannello F, Tay FR, Tonti GA, Papa S, Mazzotti G, Di Lenarda R, Pashley DH, Breschi L. Zymographic analysis and characterization of MMP-2 and -9 forms in human sound dentin. *J Dent Res*. 2007; 86: 436-440.
107. Mazzoni A, Papa V, Nato F, Carrilho M, Tjäderhane L, Ruggeri A Jr, Gobbi P, Mazzotti G, Tay FR, Pashley DH, Breschi L. Immunohistochemical and biochemical assay of MMP-3 in human dentine. *J Dent*. 2011a; 39: 231-237.
108. Mazzoni A, Carrilho M, Papa V, Tjäderhane L, Gobbi P, Di Lenarda R, Mazzotti G, Tay FR, Pashley DH, Breschi L. MMP-2 assay within the hybrid layer created by a two-step etch-and-rinse adhesive: biochemical and immunohistochemical analysis. *J Dent*. 2011b; 39: 470-477.
109. Sulkala M, Larmas M, Sorsa T, Salo T, Tjäderhane L. The localization of matrix metalloproteinase-20 (MMP-20, enamelysin) in mature human teeth. *J Dent Res*. 2002; 81: 603-607.
110. Tjäderhane L, Palosaari H, Sulkala M, Wahlgren J, Salo T. The expression of matrix metalloproteinases (MMPs) in human odontoblasts. *Adv Dent Res* . 2001; 15: 55-58.
111. Nishitani Y, Yoshiyama M, Wadgaonkar B, Breschi L, Mannello F, Mazzoni A, Carvalho RM, Tjäderhane L, Tay FR, Pashley DH. Activation of gelatinolytic/collagenolytic activity in dentin by selfetching adhesives. *Eur J Oral Sci*. 2006; 114: 160–166.
112. Tay FR, Pashley DH, Loushine RJ, Weller RN, Monticelli F, Osorio R. Self-etching adhesives increase collagenolytic activity in radicular dentin. *J Endod*. 2006; 32: 862–868.
113. Lehmann N, Debret R, Romeas A, Magloire H, Degrange M, Bleicher F, Sommer P, Seux D. Self-etching increases matrix metalloproteinase expression in the dentin-pulp complex. *J Dent Res*. 2009; 88: 77–82.

114. Boushell LW, Kaku M, Mochida Y, Bagnell R, Yamauchi M. Immunohistochemical localization of matrixmetalloproteinase-2 in human coronal dentin. *Arch Oral Biol.* 2008; 53:109–116.
115. Pashley DH, Tay FR, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM, Ito S. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res.* 2004; 83: 216-221.
116. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Countinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomater.* 2007; 28: 3757–3785.
117. Van Landuyt KL, Snauwaert J, Peumans M, Munck JD, Lambrechts P, Meerbeek BV. The role of HEMA in one-step self-etch adhesives. *Dent Mater J.* 2008; 24: 1412–1419.
118. Nakaoki Y, Nikaido T, Pereira PNR, InokoShi S, Tagami J. Dimensional changes of demineralized dentin treated with HEMA primers. *Dent Mater J.* 2000; 16 : 441–446.
119. da Silva TSP, de Castro RF, Magno MB, Maia LC, d. Silva e Souza MH. Do HEMA-free adhesive systems have better clinical performance than HEMA-containing systems in noncarious cervical lesions? A systematic review and metaanalysis. *J Dent.* 2018; 74: 1–14.
120. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Hiraishi N, Yiu CKY. Water treeing in simplified dentin adhesives—deja vu?. *Oper Dent.* 2005; 30: 561–579.
121. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res.* 2005; 84: 118–132.
122. Takahashi M, Nakajima M, Hosaka K, Ikeda M, Foxton RM, Tagami J. Long-term evaluation of water sorption and ultimate tensile strength of HEMAcontaining/-free one-step self-etch adhesives. *J Dent.* 2011; 39: 506–512.
123. Macaulay M, Tam LE, Santerre JP, Finer Y. In vivo biodegradation of bisGMA and urethanemodified bisGMA-based resin composite materials. *JDR CTR.* 2017; 2: 397–405.
124. Sakaki T, Fukushima T, Kawai S, Matsumoto M. Effect of physical properties of direct bonding adhesives on bonding to etched enamel. *J Prosthet Dent.* 1994; 71: 552–559.
125. Matsui N, Takagaki T, Sadr A, Ikeda M, Ichinose S, Nikaido T, Tagami J. The role of MDP in a bonding resin of a two-step self-etching adhesive system. *Dent Mater J.* 2015; 34: 227–233.
126. Perdigao J, Loguercio AD. Universal or multi-mode adhesives: Why and how? *J Adhes Dent.* 2014; 16: 193-194.
127. Ahn J, Jung KH, Son SA, Hur B, Kwon YH, Park JK. Effect of additional etching and ethanol-wet bonding on the dentin bond strength of one-step self-etch adhesives. *Restor Dent Endod.* 2015; 40: 68-74.

128. Mair L, Padipatvuthikul P. Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. *Dent Mater J.* 2010; 26: 17-23.
129. Salvio LA, Hipólito VD, Martins AL, Goes MF. Hybridization quality and bond strength of adhesive systems according to interaction with dentin. *Eur J Dent.* 2013; 7: 315-326.
130. Nishitani Y, Yoshiyama M, Donnelly AM, Agee KA, Sword J, Tay FR, Pashley DH. Effects of resin hydrophilicity on dentin bond strength. *J Dent Res.* 2006; 85: 1016-1021.
131. Hosaka K, Nishitani Y, Tagami J, Yoshiyama M, Brackett WW, Agee KA, Tay FR, Pashley DH. Durability of resin-dentin bonds to water- vs. ethanol-saturated dentin. *J Dent Res.* 2009; 88: 146-151.
132. Osorio E, Toledano M, Aguilera FS, Tay FR, Osorio R. Ethanol wet-bonding technique sensitivity assessed by AFM. *J Dent Res.* 2010; 89: 1264-1269.
133. Pashley DH, Tay FR, Carvalho RM, Rueggeberg FA, Agee KA, Carrilho M, Donnelly A, García-Godoy F. From dry bonding to water-wet bonding to ethanol-wet bonding: a review of the interactions between dentin matrix and solvated resins using a macromodel of the hybrid layer. *Am J Dent.* 2007; 20: 7-20.
134. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, Dorigo ES. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater J.* 2008; 24: 90-101.
135. Sadek FT, Castellán CS, Braga RR, Mai S, Tjäderhane L, Pashley DH, Tay FR. One-year stability of resin-dentin bonds created with a hydrophobic ethanol-wet bonding technique. *Dent Mater J.* 2010; 26: 380-386.
136. Miyazaki M, Tsujimoto A, Tsubota K, Takamizawa T, Kurokawa H, Platt JA. Important compositional characteristics in the clinical use of adhesive systems. *J Oral Sci.* 2014; 56: 1-9.
137. Rosa WL, Piva E, Silva AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2015; 43: 765-776.
138. Ozer F, Blatz MB. Self-etch and etch-and-rinse adhesive systems in clinical dentistry. *Compend Contin Educ Dent.* 2013; 34:12–14.
139. Perdigão J, Araujo E, Ramos RQ, Gomes G, Pizzolotto L. Adhesive dentistry: Current concepts and clinical considerations. *J Esthet Restor Dent.* 2020; 33: 51–68.
140. Singh K, Naik R, Hegde S, Damda A. Shear bond strength of superficial, intermediate and deep dentin in vitro with recent generation self-etching primers and single nano composite resin. *J Int Oral Health.* 2015; 7: 28-32.
141. Frankenberger R, Perdigão J, Rosa BT, Lopes M. “No-bottle” vs. “multi-bottle” dentin adhesives – A microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater J.* 2001; 17: 373-380.

142. Atalay C, Ozgunaltay G, Yazici AR. Thirty-six-month clinical evaluation of different adhesive strategies of a universal adhesive. *Clin Oral Investig*. 2020; 24: 1569-1578.
143. Valizadeh S, Moradi A, Mirazei M, Amiri H, Kharazifard MJ. Microshear bond strength of different adhesive systems to dentin. *Front Dent*. 2019; 16: 265-271.
144. Brkanović S, Klarić Sever E, Vukelja J, Ivica A, Miletić I, Jukić Krmek S. Comparison of different universal adhesive systems on dentin bond strength. *Mater*. 2023;16: 1530-1543.
145. Cuevas-Suarez CE, da Rosa WLO, Lund RG, Silva AF, Piva E. Bonding performance of universal adhesives: an updated systematic review and metaanalysis. *J. Adhes. Dent*. 2019; 21: 7–26.
146. Van Landuyt KL, Mine A, De Munck J, Countinho E, Peumans M, Jaecques S, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Technique sensitivity of water-free one-step adhesives. *Dent Mater J*. 2008; 24: 1258-1267.
147. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater J*. 2011; 27: 17-28.
148. Duke ES, Lindemuth J. Variability of clinical dentin substrates. *Am J Dent*. 1991; 4: 241–246.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : DAĞDELEN AHISHA, Cansu
Uyruğu : T.C.

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2016
Lise	Yıldırım Beyazıt Anadolu Lisesi	2010

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

SCI, SSCI ve AHCI İndekslerine Giren Dergilerde Yayınlanan Makaleler

1. Nezir M., Ahisha C. D., Özcan S., Üçtaşlı M. B., "The effect of detox solution on color stability, roughness, and microhardness of monochromatic universal composite resins", BMC ORAL HEALTH, cilt.24, sa.1, 2024 (SCI-Expanded)
2. Kedici Alp C., Gündoğdu C., Dağdelen Ahisha C., "The Effect of Gastric Acid on the Surface Properties of Different Universal Composites: A SEM Study", SCANNING, cilt.2022, ss.9217802-9217812, 2022 (SCI-Expanded)
3. Diker N., Aytac D., Helvacioğlu F., Dağdelen C., Oguz Y., "Evaluation of the Effects of Low-Level Laser Therapy on Diabetic Bone Healing", JOURNAL OF CRANIOFACIAL SURGERY, cilt.30, sa.7, ss.1994-1998, 2019 (SCI-Expanded)

Diğer Uluslararası Dergilerde Yayınlanan Makaleler

1. Dağdelen Ahisha C., Çoban S., Üçtaşlı M. B., "Diastemaların ve Şekil Bozukluklarının Direk Kompozit Rezin ile Restorasyonu (Olgu Sunumu)", Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi, sa.Necmettin Erbakan Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi. 1. Baskı. Ankara: Türkiye Klinikler, ss.125-128, 2022 (Uluslararası Yayınevi)

Ulusal Dergilerde Yayımlanan Makaleler

1. Bulut A., Dağdelen Ahışa C., Bala O., Akgül S., "Üniversal rezin kompozitlerin mikrosertliği, yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimi üzerine farklı ağız gargaralarının etkileri", *Acta Odontologica Turcica*, cilt.42, sa.1, ss.29-35, 2025 (ULAKBİM)
2. Dağdelen Ahışa C., Üçtaşlı M. B., "Isısal ve Asidik Yapay Yaşlandırmanın Kompozit Resin Restoratif Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğü ve Mikrosertlik Değerleri Üzerine Etkisi", *ADO Klinik Bilimler Dergisi* (online), cilt.13, sa.1, ss.19-26, 2024 (TR-DİZİN)
3. Dağdelen Ahışa C., Kedici Alp C., "Effect of Gastric Acid on the Surface Properties of Different Composite Resin Restorative Materials: Scanning Electron Microscope (SEM) Evaluation", *Current research in dental sciences* (Online), cilt.35, sa.1, ss.54-59, 2025 (ULAKBİM)
4. Dağdelen Ahışa C., Üçtaşlı M. B., "Kompozit Resin Restoratif Materyal ile Diastema Tedavisi- Olgu Sunumu", *Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, cilt.9, sa.1, Restoratif Dişhekimliği Derneği-2021 Kış Sempozyumu Özel Sayısı, ss.1-5, 2022 (TR-DİZİN)
5. Dağdelen Ahışa C., Üçtaşlı M. B., "Stamp Tekniği ile Okluzal Rehabilitasyon-Olgusu Raporu", *8th International Hippocrates Congress on Medical and Health Sciences*, sa.1, baskı, ss.49-52, 2022 (Düzenli olarak gerçekleştirilen hakemli kongrenin bildiri kitabı)
6. Dağdelen Ahışa C., Üçtaşlı M. B., "Bleaching Treatments Using Different Methods - Case Report oral and dental health", *7tepeklilik*, cilt.19, 2023 (ULAKBİM)

Katıldığı Uluslararası Bilimsel Kongreler

1. FDI 2013 Istanbul 101st Annual World Dental Congress, 28-31 Ağustos 2013
2. Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 3. Ulusal 1. Uluslararası Öğrenci Araştırmaları Günü, 4-5 Nisan 2014
3. ICMART World Congress on Medical Acupuncture, 6-8 Haziran 2014
4. Yeditepe University 4th National 2nd International Student Research Days And 55th EDSA Meeting Held in Istanbul, 10-12 Nisan 2015
5. Uluslararası 19. Estetik Diş Hekimliği Kongresi, 2-4 Ekim 2015
6. Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 1. Ulusal Öğrenci Kongresi, 19-20 Mart 2016
7. TDA 22nd International Dental Congress, 19-21 Mayıs 2016
8. TDA 25th International Dental Congress, 4-7 Eylül 2019
9. ADO 1.Öğrenci Sempozyumu, İzleyici/Dinleyici, Çankırı, Türkiye, 2014 XVI.
10. İzmir 27. Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi, 28-31 Ekim 2021

11. Necmettin Erbakan Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, 2-3 Ekim 2021, Online
12. Uluslararası Tıp, Yaşam Bilimleri ve Sağlık Hizmetleri Kongresi – UTYAB, 21-23 Şubat 2022, Online
13. 8. Uluslararası Hipokrat Tıp ve Sağlık Bilimleri Kongresi, 4-5 Mart 2022, Online
14. 2. Uluslararası Dental-Oral Enfeksiyonlar ve 1. Ağız Mikrobiyotası Kongresi, 18-20 Mart 2022, Online
15. 11. ConsEuro 2022Uluslararası Bilimsel Kongresi, 21-23 Nisan 2022
16. Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 1. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, 13-14 Eylül 2022, Online
17. 2. Necmettin Erbakan Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, 1-3 Ekim 2022, Online
18. 10. Uluslararası Hipokrat Tıp ve Sağlık Bilimleri Kongresi, 16-17 Aralık 2022, Online
19. 11. Uluslararası Hipokrat Tıp ve Sağlık Bilimleri Kongresi, 3-4 Mart 2023, Online
20. 12. Uluslararası Hipokrat Tıp ve Sağlık Bilimleri Kongresi, 1-2 Eylül 2023, Online

Katıldığı Ulusal Bilimsel Kongreler

1. Restoratif Diş Hekimliği Derneği Kış Sempozyumu ve Anabilim Dalları Toplantısı, 16-18 Aralık 2021
2. Restoratif Diş Hekimliği Derneği Kış Sempozyumu ve Anabilim Dalları Toplantısı, 17-18 Aralık 2022
3. Restoratif Diş Hekimliği Derneği 24. Uluslararası Bilimsel Kongresi 8-9 Aralık 2023

Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Yapılan Sözlü Sunumlar

1. Dağdelen Ahışa C., Akgül S., Çelik A., "Ağız Gargaralarının Universal Resin Kompozitlerin Renk Stabilitesi, Yüzey Pürüzlülüğü ve Mikrosertliği Üzerine Etkilerinin İncelenmesi", 12. Uluslararası Hipokrat Tıp ve Sağlık Bilimleri Kongresi, Ankara, Türkiye, 1 - 2 Eylül 2023, ss.64-65
2. Nezir M., Dağdelen Ahışa C., Özcan S., Üçtaşlı M. B., "Detoks Solüsyonunun Tek Renk Universal Kompozit Resin Restorasyonların Mikro Sertlikleri Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi/ Evaluation of The Effect of Detox Solution on The Micro Hardness of One-Shade Universal Composite Resin Restorations", 11. Uluslararası Hipokrat Tıp ve Sağlık Bilimleri Kongresi, Ankara, Türkiye, 3 - 4 Mart 2023, ss.40-41
3. Dağdelen Ahışa C., Çelik A., Akgül S., Üçtaşlı M. B., Bala O., "Renklenme ve Diastema Mevcut Dişlerin Ağartma ve Direkt Kompozit Resin İle Rehabilitasyonu - Olgu Sunumu", 11th International Hippocrates Congress on Medical and Health Sciences, Türkiye, 03 Mart 2023, ss.345-352

4. Dağdelen Ahışha C., Nezir M., Üçtaşlı M. B., Özcan S., "Kırmızı Detoks Solüsyonunun Tek Renk Üniversal Kompozit Rezin Restoratif Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisi/ Effect of Red Detox Solution on Surface Roughness of One-Shade Universal Composite Resin Restorative Materials", 10. Uluslararası Hipokrat Tıp ve Sağlık Bilimleri Kongresi, 16-17 Aralık 2022, Online, Ankara, Türkiye, 16 - 17 Aralık 2022, ss.68-69
5. Dağdelen Ahışha C., Nezir M., Üçtaşlı M. B., Özcan S., "Kırmızı Detoks Solüsyonunun Tek Renk Üniversal Kompozit Rezin Restoratif Materyallerin Renk Stabilitesine Etkisi/ Effect of Red Detox Solution on Color Stability of Monoshaded Universal Composite Resin Restorative Materials", Necmettin Erbakan Üniversitesi 2. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, Konya, Türkiye, 1 - 03 Ekim 2022, ss.36-37
6. Dağdelen Ahışha C., Üçtaşlı M. B., "Kompozit Rezin Restoratif Materyal İle Diastema Tedavisi: Olgu Sunumu", Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 1. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, Zonguldak, Türkiye, 13 - 14 Eylül 2022, ss.52-53
7. Dağdelen Ahışha C., Kedici Alp C., "The Effect of Gastric Acid on The Surface Properties of Different Composites", 25th Congress of the Balkan Stomatology Society, Sarajevo, Bosna-Hersek, 19 - 21 Mayıs 2022, ss.17
8. Dağdelen Ahışha C., Üçtaşlı M. B., "Stamp Tekniği İle Okluzal Rehabilitasyon-Olguları Raporu", 8th International Hippocrates Congress on Medical and Health Sciences, İstanbul, Türkiye, 4 - 05 Mart 2022, ss.49-52
9. Dağdelen Ahışha C., Üçtaşlı M. B., "Farklı Yöntemlerle Yapılan Beyazlatma Tedavileri-Olguları Sunumu", Uluslararası Tıp, Yaşam Bilimleri ve Sağlık Hizmetleri Kongresi, Ankara, Türkiye, 21 - 23 Şubat 2022, ss.30-31
10. Dağdelen Ahışha C., Üçtaşlı M. B., Çoban S., "Diastemaların ve şekil bozukluklarının direk kompozit rezin ile restorasyonu (Olgu sunumu).", Necmettin Erbakan Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, Konya, Türkiye, 2 - 03 Ekim 2021, ss.49-52
11. Dağdelen Ahışha C., Üçtaşlı M. B., "Kompozit Rezin ile Diastema Tedavisi- Olgu Sunumu", İzmir Diş Hekimleri Odası 27. Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi, İzmir, Türkiye, 28 - 31 Ekim 2021, ss.135-140
12. Dağdelen Ahışha C., Diker N., "Evaluation of the Effects of Low-Level Laser Therapy on Diabetic Bone Healing", 23rd Congress of the European Association for Cranio Maxillo-Facial Surgery, London, Birleşik Krallık, 13 - 16 Eylül 2016, ss.10

Ulusal Bilimsel Toplantılarda Yapılan Sözlü Sunumlar

-

Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Yapılan Poster Sunumları

1. Çelik A., Dağdelen Ahışha C., Akgül S., Bala O., Üçtaşlı M. B., "Kaspal Defekli II. Premolar Ve Çürüklü I. Molar Dişin Rehabilitasyonu-Vaka Raporu", RDD 24. Uluslararası Bilimsel Kongresi, Eskişehir, Türkiye, 8 - 9 Aralık 2023

2. Dağdelen Ahışa C., Üçtaşlı M. B., "Resin Infiltration Technique for Traumatic Hypomineralization: A Case Report", Conseuro 2022, Antalya, Türkiye, 21 - 23 Nisan 2022, ss.7348
3. Dağdelen Ahışa C., Üçtaşlı M. B., "Travma ile Pulpanın Ekspoze Olduğu Kron Kırığı Oluşmuş Üst Santral Kesici Dişin Tedavisi ve Uzun Dönem Takibi", Uluslararası 2. Dental-Oral Enfeksiyonlar ve 1. Ağız Mikrobiyotası Kongresi, İstanbul, Türkiye, 18 - 20 Mart 2022, ss.224-225
4. Dağdelen Ahışa C., Üçtaşlı M. B., "Dış Kaynaklı Renklenmelerin Ağartılması- Olgu Sunumu", İzmir Diş Hekimleri Odası 27. Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi, İzmir, Türkiye, 28 - 31 Ekim 2021, ss.392-393

Ulusal Bilimsel Toplantılarda Yapılan Poster Sunumları

1. Çelik A., Dağdelen Ahışa C., Akgül S., Bala O., Üçtaşlı M. B., "Aşırı madde kayıplı dişlerin feldspatik cam seramik CAD-CAM blok ile restorasyonu- Vaka raporu", RDD Kış sempozyumu ve Anabilim Dalları Toplantısı, Adana, Türkiye, 17 - 18 Aralık 2022
2. Dağdelen Ahışa C., Çelik A., Üçtaşlı M. B., Bala O., "Endodontik tedavili dişlerin indirekt olarak restorasyonu- Vaka raporu", RDD KIŞ SEMPOZYUMLARI ve ANABİLİM DALLARI TOPLANTISI, Adana, Türkiye, 17 - 18 Aralık 2022, ss.134-135
3. Dağdelen Ahışa C., Üçtaşlı M. B., "Kompozit Rezin Restoratif Materyal ile Diastema Tedavi- Olgu Sunumu", Kış Sempozyumu ve Anabilim Dalları Toplantısı, Konya, Türkiye, 16 - 18 Aralık 2021, ss.25-26

Uluslararası Kitap/ Kitap Bölümü Yazarlığı

1. Dağdelen Ahışa C., Üçtaşlı M. B., Adeziv Sistemlerin Uzun Dönem Başarısı, " Güncel Adeziv Yaklaşımlar ve Klinik Adeziv Uygulamalar.", Mine Betül ÜÇTAŞLI, Editör, Türkiye Klinikleri Yayınevi, Ankara, ss.11-15, 2022

Ulusal Kitap/ Kitap Bölümü Yazarlığı

-

Desteklenen Projeler

1. Üçtaşlı M.B., Dağdelen Ahışa C., Yükseköğretim Kurumları Destekli Proje, Yaşlandırmanın farklı adeziv sistemlerin mikromakaslama bağlanma dayanımına etkisi, 2022 -Devam Ediyor
2. Üçtaşlı M.B., Dağdelen Ahışa C., Nezir M., Özcan S., Yükseköğretim Kurumları Destekli Proje, Farklı kompozit rezin restoratif materyallerin mikrosertliklerinin ve önerilen adeziv rezinlerinin farklı modlarda kullanımının materyallerin mikrosızıntısı ve mikromakaslama bağlanma dayanımları üzerine etkisinin in vitro olarak değerlendirilmesi, 2023 – Devam Ediyor

Ödüller

1. Dağdelen C., Diker N., Evaluation of low level laser therapy on bone healing of diabetic rats: a histomorphometric study, Genç Edad 2015-2016 "Araştırma Projesi" Yarışması, Eylül 2015

Metrikler

Yayın:30

Atıf (WoS):7

Atıf (Scopus):19

H-İndeks (WoS):2

H-İndeks (Scopus):2



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..