

T.C.
AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

ADHESİV FLASHFREE VE KONVANSİYONEL SERAMİK
BRAKETLERİN KOPMA DAYANIMI VE RENKLENME
AÇISINDAN KARŞILAŞTIRILMASI: İNVİTRO ÇALIŞMA

Şeyda Canbaz Çevik
DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Tez No: 14

Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Hasan CAMCI

Bu çalışma; Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma
Projeleri Birimi tarafından 20.DUS.001 kodlu proje ile desteklenmiştir

2021 – AFYONKARAHİSAR

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresinde ve tezimin hazırlanması sırasında bana her zaman yol gösteren, destek olan, bilgi ve tecrübelerini benimle esirgemedi paylaşarak bana çok şey katan değerli danışman hocam ve ana bilim dalı başkanımız Sayın Dr. Öğr. Üyesi Hasan CAMCI'ya;

Tezimin istatistiklerini yazmakta yardımını esirgemeyen, her sorunu çözen değerli çalışma arkadaşım Farhad SALMANPOUR'a;

Ortodonti anabilim dalında beraber çalıştığım, geçirdiğimiz her andan büyük keyif aldığım asistan arkadaşlarım, Tuğba ERDEN, Asiye Işıl ŞENOCAK, Ayşegül SÜĞÜRTİN, Merve ŞİRVANCI ve Taha Tarık SARI'ya;

Hayatım boyunca her zaman yanımda olan, yalnız hissettirmeyen, destekleri ve sevgileriyle bugünlere ulaşmamda büyük emekleri olan annem Hatice CANBAZ'a ve babam İsak CANBAZ'a;

Önümden yürüyerek bana yol gösterip örnek olan, uzakta olsada hep yanımda varlığını hissettiğim, zor anlarımın kurtarıcısı biricik abim Rıdvan Canbaz'a

Beni uzmanlık yapmaya teşvik eden, bu yolda beraber yürüdüğüm, tezimin stresini benimle yaşayan, elini her zaman omuzumda hissettiğim canım eşim Murat ÇEVİK'e ve hayatıma anlam katan, varlığıyla ruhuma neşe veren canımın içi kızım Hatice Zehra ÇEVİK'e

Sonsuz teşekkür ederim.

Şeyda CANBAZ ÇEVİK

Afyonkarahisar, Aralık 2021

ADHESİV FLASHFREE VE KONVANSİYONEL SERAMİK BRAKETLERİN KOPMA DAYANIMI VE RENKLENME AÇISINDAN KARŞILAŞTIRILMASI: İNVİTRO ÇALIŞMA

ŞEYDA CANBAZ ÇEVİK

Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Ortodonti Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi

Aralık, 2021

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Hasan CAMCI

ÖZET

Amaç: Bu in vitro çalışmanın amacı, termal yaşlanmanın ve 5 farklı sıvının Flash-Free, APC II ve konvansiyonel seramik braketlerin bağlanma dayanımı (BDD), renk stabilitesi ve slot yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini değerlendirmektir.

Yöntemler: Toplam 210 insan küçük azı dişi rastgele 3 gruba ayrıldıktan sonra grupların herbiri 7 alt gruba ayrıldı. Grup 1: işlem yapılmadı, grup 2: sadece termal döngü (TD), grup 3: TD+ 72 saat vişne suyuna daldırıldı, grup 4: TD+ 72 saat kahveye daldırıldı, grup 5: TD+ 72 saat kolaya daldırıldı, grup 6: TD+ 24 saat yapay mide asidine daldırıldı, grup 7: TD+ yapay tükürükte 72 saat daldırıldı. Bağlanma dayanımı değerleri universal test makinesi kullanılarak belirlendi. Renk stabilitesi, CIE Lab renk sistemine dayalı olarak çalışan bir Vita Easy Shade spektrofotometresi kullanılarak değerlendirildi. Braket slot tabanlarının pürüzlülüğünü ölçmek için bir 3B optik profilometre kullanıldı. ARI indeksi de bir ışık mikroskobu ile belirlendi.

Bulgular: Termal yaşlanmanın herhangi bir değişken üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olmadığı görüldü. Her üç braket grubunda da kola, kahve, vişne suyu ve mide asidinin tümü, slot yüzeyinin pürüzlülüğünü önemli ölçüde artırdı. Bununla birlikte, bu sıvıların neden olduğu pürüzlülükte istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktu. En düşük BDD değeri (13.39 + 3.49 Mpa) mide asidi grubunda gözlemlendi. Ancak bu en düşük BDD değeri klinik olarak kabul edilebilir düzeydeydi. Gastrik asit ve kolanın en büyük renk değişikliğine neden olduğu gözlemlendi. Ayrıca maruz kalma süresi arttıkça renklemenin arttığı ortaya çıktı.

Sonuçlar: Termal yaşlanmanın renk değişiminde ve yüzey pürüzlülüğünde belirgin bir etkisi görülmemiştir. Farklı pH değerindeki sıvılar APC flash free, APC II ve konvansiyonel seramik braketlerde renk değişimine ve yüzey pürüzlülüğünün artmasına neden olmuştur. Üç grup arasında konvansiyonel seramik braketler en yüksek bağlanma dayanımı değerine sahip iken en düşük değer APC Flash-free braketlerde bulunmuştur. Her üç grupta da bağlanma dayanımı değeri, mide asidinde tutulduktan sonra bile klinik olarak kabul edilebilirdi.

Anahtar kelimeler: Bağlanma dayanımı, Profilometre, Spektrofotometre

**COMPARISON OF ADHESIV FLASHFREE AND CONVENTIONAL
CERAMIC BRACKETS IN TERMS OF SHEAR STRENGTH AND COLOR
STABILITY: INVITRO STUDY**

Şeyda Canbaz Çevik

Supervisor: Asst. Prof. Hasan CAMCI

**Afyonkarahisar Health Sciences University Faculty of Dentistry Department of
Ortodonti Specialization Thesis**

December 2021

ABSTRACT

Aim: The aim of this in vitro study was to evaluate the effect of thermal aging and 5 different solutions on shear bond strength (SBS), color stability and slot surface roughness (SSR) of Flash-Free, APC II and conventional ceramic brackets.

Methods: After a total of 210 human premolars were randomly divided into 3 groups, each group was divided into 7 subgroups. Group 1: no treatment, group 2: only thermal cycle (TC), group 3: TC+ dipped in cherry juice for 72 hours, group 4: TC+ 72 hours of immersion in coffee, group 5: 72 hours of cola TC+, group 6: TC+ immersion in artificial gastric acid for 24 hours, group 7: TC+ immersion in artificial saliva for 72 hours. Bond strength values were determined using a universal testing machine. Color stability was evaluated using a Vita Easy Shade spectrophotometer operating based on the CIE Lab color system. A 3D optical profilometer was used to measure the roughness of the bracket slot bases. The ARI index was also determined with a light microscope.

Results: It was observed that thermal aging did not have a statistically significant effect on any variable. Coke, coffee, cherry juice, and stomach acid all significantly increased the roughness of the slot surface in all three bracket groups. However, there was no statistically significant difference in the roughness caused by these fluids. The lowest SBS value (13.39 + 3.49 Mpa) was observed in the stomach acid group. However, this lowest SBS value was at a clinically acceptable level. It was observed that gastric acid and cola caused the greatest color change. It also appeared that the discoloration increased as the exposure time increased.

Conclusions: There was no significant effect of thermal aging on color change and surface roughness. Liquids with different pH values caused color change and increased surface roughness in APC flash free, APC II and conventional ceramic brackets. Among the three groups, conventional ceramic brackets had the highest bond strength value, while the lowest value was found in APC Flash-free brackets. The bond strength value in all three groups was clinically acceptable even after exposure of gastric acid.

Key words: Share strenght, Profilometer, Spectrophotometer

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇ KAPAK.....	i
TEŞEKKÜR	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
İÇİNDEKİLER	v
KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ	ix
TABLolar DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 Direkt Yapıştırma Tekniğı	4
2.2 Yapıştırıcı çeşitleri	5
2.2.1 Geleneksel Cam İyonomer Siman.....	5
2.2.2 Resin Modifiye Cam İyonomer Siman	6
2.2.3 Kompozit Resin	6
2.2.3.1 Kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinler	6
2.2.3.2 Dual cure kompozit rezinler.....	6
2.2.3.3 Işıkla sertleşen kompozit rezinler.....	6
2.2.4 Poliasit Modifiye Kompozit (Kompomer)	6
2.3 Adeziv Sistemler	7
2.3.1 Asitlenen ve yıkanan adeziv sistemler	7
2.3.1.1 Üç Aşamalı (4. Jenerasyon)	7
2.3.1.2 İki Aşamalı (5. Jenerasyon)	8
2.3.2 Self Etch Adeziv Sistemler	8
2.3.2.1 İki Aşamalı (6. Jenerasyon)	8
2.3.2.2 Tek Aşamalı (7. Jenerasyon).....	8
2.4 Braket çeşitleri	9
2.4.1 Metal Braketler	9
2.4.2 Plastik Braketler.....	9
2.4.3 Seramik Braketler	9
2.4.4 Kendinden Yapıştırıcılı Braketler	10
2.5 Bağlanma Dayanımı.....	11

2.6 Yüzey Pürüzlülüğü.....	13
2.6.1 Profilometre	14
2.6.1.1 Mekanik profilometre	14
2.6.1.2 Optik profilometre.....	14
2.6.2 Taramalı elektron mikroskobu (SEM)	14
2.6.3 Atomik Kuvvet Mikroskop (AFM).....	15
2.7 Diş Hekimliğinde Renk.....	16
2.7.1 Renk Sistemleri	16
2.7.1.1 Munsell Renk Sistemi	16
2.7.1.2 CIE L*a*b* Renk Sistemleri	19
2.7.2 Renk ölçüm yöntemleri.....	21
2.7.2.1 Görsel yöntemler.....	21
2.7.2.2 Kolorimetre	22
2.7.2.3 Spektrofotometre.....	22
2.7.2.4 Spektroradyometre	23
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	24
3.1 Gereç	24
3.1.1 Çalışmada Kullanılan Dişler	24
3.1.2 Çalışmada Kullanılan Braketler	24
3.1.2.1 3M Konvansiyonel Seramik Braket (3M Unitek, ABD).....	24
3.1.2.2 3M APC II seramik braket (APCII Adhesive Appliance System; 3MUnitek, ABD).....	25
3.1.2.3 3M APC flashfree seramik braket (APC Flash-Free Adhesive Coated Appliance System, 3M Unitek, ABD)	25
3.1.3 Yapıştırıcı.....	26
3.1.4 Işık Cihazı	26
3.1.5 Termal Siklus Cihazı.....	27
3.1.6 Örneklerin Bekletildiği Sıvılar.....	27
3.1.7 Renk Ölçüm Cihazı.....	29
3.1.8 Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Cihazı	29
3.1.9 Universal Test Cihazı.....	30
3.2 Yöntem.....	31
3.2.1 Dişlerin Saklanma Koşulları	31
3.2.2 Akrilik Blokların Hazırlanması ve Dişlerin Gömülmesi	31
3.2.3 Dişlerin Temizlenmesi ve Hazırlanması	32

3.2.4 Braketlerin Yapıştırılması	33
3.2.5 Termal Siklus Uygulanması	34
3.2.6 Renk ölçümü	34
3.2.7 Pürüzlülük Ölçümü	35
3.2.8 Bağlanma Dayanımı Testi Uygulanması	35
3.2.9 Arı Skorunun Değerlendirilmesi	36
3.3 İstatiksel Değerlendirme	37
4. BULGULAR.....	38
4.1 Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Sonuçları	38
4.1.1 Başlangıç Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri.....	38
4.1.2 Deney Sonrası Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri	38
4.1.2 Konvansiyonel seramik braketlerin deney sonrası yüzey pürüzlülüğü bulguları..	39
4.1.3 APC II seramik braketlerin deney sonrası yüzey pürüzlülüğü bulguları	42
4.1.4 APC Flash-free seramik braketlerin deney sonrası yüzey pürüzlülüğü bulguları.	45
4.1.5 Pürüzlülük Genel Bulgular.....	48
4.2 Renk Ölçüm Bulguları	49
4.2.1 Konvansiyonel seramik Braketlerin Deney Sonrası Renk Değişimi Bulguları	50
4.2.2 APC II Seramik Braketlerin Deney Sonrası Renk Değişimi Bulguları	50
4.2.3 APC Flash-free Seramik Braketlerin Deney Sonrası Renk Değişimi Bulguları ...	51
4.2.4 Renk Değişimi Genel Bulgular	51
4.3 Bağlanma Dayanımı Bulguları.....	52
4.3.1 Başlangıç Bağlanma Dayanımı Değerleri.....	52
4.3.2 Deney Sonrası Bağlanma Dayanımı Bulguları	52
4.3.3 Konvansiyonel seramik braketlerin deney sonrası bağlanma dayanımı bulguları	53
4.3.4 APC II seramik braketlerin deney sonrası bağlanma dayanımı bulguları.....	53
4.3.5 APC Flash-free seramik braketlerin deney sonrası bağlanma dayanımı bulguları	54
4.3.6 Bağlanma Dayanımı Genel Bulgular	54
4.3.7 Mine Yüzeyinde Kalan Artık Adeziv Bulguları	55
4.3.7.1 ARI Skoru Başlangıç Değerleri	56
4.3.7.2 Seramik Braketlerin Deney sonrası ARI Skoru Değerleri	56
5.TARTIŞMA.....	57
5.1 Çalışmamızın Amacı.....	57
5.2 Gereç ve Yöntem	59
5.2.1 Dişler.....	59

5.2.2 Yapıştırma.....	60
5.2.3 Termal Döngü	63
5.2.4 Renklenme	64
5.2.5 Solüsyonlar	65
5.2.6 Pürüzlülük Ölçümü	68
5.2.7 Bağlanma dayanımı.....	69
5.3 Bulguların Değerlendirilmesi.....	69
5.3.1 Yüzey Pürüzlülüğü Bulgularının Değerlendirilmesi.....	69
5.3.2 Renk Ölçüm Bulguları Değerlendirilmesi	71
5.3.3 Bağlanma Dayanımı Bulgularının Değerlendirilmesi.....	73
5.4 Çalışmamızın Kısıtlılıkları.....	77
6. SONUÇLAR	78
7. KAYNAKLAR	79

KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ

°	Derece
%	Yüzde
mm	Milimetre
nm	Nanometre
µm	Mikrometre
kg	Kilogram
gr	Gram
MPA	Megapaskal
APC	Adhesiv Pre Coated
BisGMA	Bisfenol A- glisidil dimetakrilat
UV	Ultraviyole
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
AFM	Atomik Kuvvet Mikroskobu
ΔE	Renk farkı

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2. 1. Ortodontik Bağ Kuvveti Testlerinin Sınıflandırılması	11
Tablo 2. 2. O'Brien tarafından belirlenen klinik anlamlılık tablosu	21
Tablo 2. 3. National Bureau of Standards (NBS) tarafından belirlenmiş olan klinik anlamlılık	21
Tablo 3. 1. Örneklerin Bekletildiği Sıvılar	28
Tablo 4. 1. Başlangıç pürüzlülük değerleri	38
Tablo 4. 2. Örneklerin sıvılarda bekletilmeden önce ve bekletildikten sonraki ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri	38
Tablo 4. 3. Renk değişimi 24. saat $\Delta E1$ değerleri	49
Tablo 4. 4. Renk değişimi 3. gün $\Delta E2$ değerleri	49
Tablo 4. 5. Başlangıç Bağlanma Dayanımı Bulguları	52
Tablo 4. 6. Örneklerin sıvılarda bekletildikten sonra ortalama bağlanma değerleri	52
Tablo 4. 7. Grupların Arı Skorları	56

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2. 1. Renk Tonları (Fraser, B., Murphy, C., Bunting, 2005).....	17
Şekil 2. 2. Kroma (Fraser, B., Murphy, C., Bunting, 2005).....	17
Şekil 2. 3. Değer (Fraser, B., Murphy, C., Bunting, 2005).....	18
Şekil 2. 4. Üç boyutlu Munsell Renk Sisteminin idealleştirilmiş bir temsili.	18
Şekil 2. 5. Commission Internationale de l'Eclairage renk ölçüm sisteminde L*, a* ve b* koordinatlarının temsili (Patcas ve Eliades, 2017).	20
Şekil 3. 1. 3M Clarity Advanced Seramik Braket (3M Unitek, ABD)	24
Şekil 3. 2. 3M APC II Clarity Seramik Braket (APCII Adhesive Appliance System; 3MUnitek, ABD).....	25
Şekil 3. 3. 3M APC Flash-Free Seramik Braket (APC Flash-Free Adhesive Coated Appliance System, 3M Unitek, ABD).....	25
Şekil 3. 4. 3M Transbond™ XT yapıştırıcı seti	26
Şekil 3. 5. Valo Ortho Kablosuz Işık Cihazı.....	27
Şekil 3. 6. Termal Siklus Cihazı (Esetron, ESEMTEECO31601, MOD Dental, Ankara, Türkiye)	27
Şekil 3. 7. Örneklerin Bekletildiği Sıvılar.....	28
Şekil 3. 8. Vita Easy Shade spektrofotometre (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)	29
Şekil 3. 9. 3 boyutlu optik profilometre cihazı (NANOVEA, ST400, Profilometer)	30
Şekil 3. 10. Universal Test Cihazı (Esetron, ESEMIN5TD20116, MOD Dental, Ankara, Türkiye)	31
Şekil 3. 11. Akril İçine Gömülen ve numaralandırılan Örnek Dişler	32
Şekil 3. 12. Braketi Yapıştırılan Diş Örneği	32
Şekil 3. 13. Vita Easy Shade spektrofotometre (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) cihazı ile renk ölçümü yapılması	35
Şekil 3. 14. Universal test cihazında (Esetron, ESEMIN5TD20116, MOD Dental, Ankara, Türkiye) braketlere sıyırma testi uygulanması	36

Şekil 4. 1. Konvansiyonel braketlerin başlangıç slot tabanı optik profilometre görüntüsü ...	39
Şekil 4. 2. Konvansiyonel braketlerin termal siklus uygulandıktan sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü	40
Şekil 4. 3. Konvansiyonel braketlerin kahvede bekledikten sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü	40
Şekil 4. 4. Konvansiyonel braketlerin kolada bekledikten sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü	41
Şekil 4. 5. Konvansiyonel braketlerin mide asidinde bekledikten sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü	41
Şekil 4. 6. Konvansiyonel braketlerin vişne suyunda bekledikten sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü	42
Şekil 4. 7. APC II seramik braketlerin başlangıç slot tabanı optik profilometre görüntüsü ..	43
Şekil 4. 8. APC II seramik braketlerin termal siklus uygulandıktan sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü	43
Şekil 4. 9. APC II seramik braketlerin kahvede bekledikten sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü	44
Şekil 4. 10. APC II seramik braketlerin kolada bekledikten sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü	44
Şekil 4. 11. APC II seramik braketlerin mide asidinde bekledikten sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü	45
Şekil 4. 12. APC II seramik braketlerin vişne suyunda bekledikten sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü	45
Şekil 4. 13. APC Flash-free seramik braketlerin başlangıç slot tabanı optik profilometre görüntüsü	46
Şekil 4. 14. APC Flash-free seramik braketlerin termal siklus uygulandıktan sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü	46
Şekil 4. 15. APC Flash-free seramik braketlerin kahvede bekledikten sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü	47
Şekil 4. 16. APC Flash-free seramik braketlerin kolada bekledikten sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü	47
Şekil 4. 17. APC Flash-free seramik braketlerin mide asidinde bekledikten sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü	48

Şekil 4. 18. APC Flash-free seramik braketlerin vişne suyunda bekledikten sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü	48
Şekil 4. 19. Sırasıyla mine kırığı ve braket kırığı meydana gelen örneklerin ışık mikroskobu görüntüleri	55
Şekil 4. 20. a)ARI skoru 1: Adeziv %50' den azı diş yüzeyinde kalmıştır. b) ARI skoru 2: Adeziv %50' den fazlası diş yüzeyinde kalmıştır. c) ARI skoru 3: Tüm adeziv diş yüzeyinde kalmıştır.	55



1. GİRİŞ VE AMAÇ

Ortodonti tarihi 2.000 yıldan daha eskidir ve bu durum onu diş hekimliği alanındaki en eski uzmanlık dallarından biri haline getirmektedir. Dişlerin düzeltilmesi amacıyla ilk olarak hareketli apareyler kullanılmaya başlanmış daha sonra sabit aygıtlara geçilmiştir. 1900'lü yılların başında, sabit aygıtlar tek tek dişlerin etrafına geçirilmiş altın bantların üzerine lehimlenmiş braketlerden oluşmaktaydı. 1950'ler ve 60'lar da, bir zamanlar nispeten pahalı olan bu bantlar paslanmaz çelikten yapılmaya başlanmıştı(1,2)

Dişlere yerleştirilen bantlar tedavi başında interproximal boşluk oluşturulmasını ve tedavi sonunda bu boşlukların kapanmasını gerektirmiştir. Aynı zamanda uzun süre dişler üzerinde kalan bu bantlar mine yüzeyinde dekalsifikasyon oluşumuna sebep olmuştur. Bu problemler, braketlerin doğrudan diş minesine yapıştırılması gerekliliğini ortaya koymuştur(3).

Ortodontik ataşmanların doğrudan bağlanması, daha iyi estetik, hasta konforu ve gelişmiş ağız hijyeni için yerleşik bir prosedür haline gelmiştir. Buonocore, 1955 yılında, akrilik dolgu malzemelerin mineye yapışmasını artırmak için minenin asitle pürüzlendirilmesini sağlamıştır. 1965 yılında, Newman, bu tekniği braketlerin doğrudan mineye yapıştırılması için kullanmıştır(4).

Kompozit rezinler, ortodontik braketleri doğrudan diş yüzeyine yapıştırmak için kullanılan en popüler yapıştırıcı sistemlerdir. Kimyasal olarak sertleşen kompozitler, braket yapıştırılması için geliştirilmiş ilk sistemlerdir(5). Kimyasal sertleşen kompozitlere alternatif olarak, 1970'lerde ultraviyole (UV) ışıkla sertleşen kompozit rezinlerin piyasaya sürülmesiyle beraber rezin materyallerin gelişimi ve yaygınlaşması da hızlı olmuştur. Güvenlik sorunları nedeniyle 1980 yıllarında görünür ışıkla sertleştirme uygulamasına geçilmiştir(6).

Onlarca yıldır çeşitli ortodontik yapıştırıcı ve bağlama teknikleri geliştirilmiş ve çoklu klinik ve laboratuvar çalışmalara tabi tutulmuştur(7). 1965'ten beri uygulamada olan direkt yapıştırma tekniği, ortodonti uygulamasında önemli bir kilometre taşıydı. Ancak, direkt yapıştırma tekniğini tedavi verimliliğinde artış sağlamasına rağmen, bağlama başarısızlıkları klinik uygulamada bir sorun olmaya devam etmektedir(8). Ortodontik ataşmanların dişlere direkt yapıştırılmasında; mine yüzeyinin doğası, yapıştırma

prosedürü, yapıştırıcı tipi ve braket tabanının tasarımı bağlanma gücünü etkileyebilir (9).

Bağlanma başarısızlığının sonucu ise ortodonti pratiğinde en sık karşılaşılan sorun olan, ekonomik bir dezavantaj ve aynı zamanda tedavide gecikmeye neden olan, braket kopmasıdır. Okluzal kuvvetler, zayıf yapıştırma tekniği ve braket tabanının düşük retansiyonu braket kopmasının ana faktörleridir(10,11)

Ortodonti alanında oluşan yeni bilimsel gelişmeler ışığında, daha basit ve daha hızlı bağlanma prosedürleri gerçekleştirmek amacıyla 1991 yılında ışıkla sertleşen, tabanı önceden yapıştırıcıyla kaplanmış (APC) braketler (3M Unitek, Monrovia, CA, ABD) tanıtılmıştır. Daha sonra piyasada üretici tarafından APC sistemlerinin farklı çeşitleri de tanıtılmıştır(12).

Kendinden yapıştırıcılı braketlerde geliştirilen en son yenilik, braket kenarından taşan kompozit oluşumuna müsaade etmeyen APC Flash-free braketlerdir (APC Flash-Free Adhesive Coated Appliance System, 3M Unitek) (13). Taşkın kompozit braketin dişin üzerine konumlandırdıktan sonra braket çevresinde görülen fazla yapıştırıcı artıklarıdır. Bu artıklar dişlerde renklenme ve beyaz lezyon oluşturma gibi olumsuzluklara sebep oldukları için braket ışınlanmadan önce temizlenmesi gerekir. APC Flash-free braketleri 2013 yılında 3M Unitek firması tanıtmıştır.

Tabanı önceden yapıştırıcı ile kaplanmış olan diğer braketlerin aksine, APC Flash-free braketler, tabanında düzensiz yerleştirilmiş polipropilen liflerden ve bu yapıya difüze edilmiş düşük viskoziteli adeziv rezinden oluşan bir yapıya sahiptir. Braket dişin üzerine yerleştirildiğinde 'non-woven mat' adı verilen süngerimsi yapı sıkıştırılır ve sıızan rezin tabanda yayılarak diş ile braket arasındaki boşluğu kapatır böylece kompozitin taşması engellenmiş olur. APC Flash-free braketlerin üretici firma tarafından bildirilen avantajları arasında braket etrafına taşan kompoziti temizleme adımını ortadan kaldırması, klinikte geçirilen zamanı azaltması, düşük bağlanma başarısızlığı ve adeziv altındaki mineyi koruması sayılabilir(7).

Tüm bu yeni geliştirilen braketler arasında kopma dayanımı ve renklenme açısından hangi sistemin daha başarılı olduğunu tespit etmek için daha fazla in vitro ve in vivo çalışmalara ihtiyaç vardır.

Yaptığımız çalışmanın amacı APC ve konvansiyonel seramik braketlerin in vitro olarak kopma dayanımının ve farklı sıvılarda renklenme seviyelerinin karşılaştırılmasıdır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1 Direkt Yapıştırma Tekniği

Braketlerin mine yüzeyine yapıştırılarak sabitlenmesi ortodontik tedavinin en önemli kısmıdır; çünkü braketler ile mine arasında yeterli ve stabil bağlanma tedavinin başarılı olabilmesi için önemli bir unsurdur. Braket kopması, tedavinin daha uzun sürmesi ve daha fazla kaynak gerektirmesi sebebiyle hasta ve hekim için dezavantaj oluşturmaktadır(14).

1955 yılında Buonocore'un yaptığı çalışmalarda mine yüzeyine fosforik asit uygulanmasının mineye akrilik dolgu malzemelerinin daha iyi tutunmasını sağladığını bulması, braketlerin direkt olarak diş yüzeyine yapıştırılmasıyla ilgili çalışmalara zemin hazırlamıştır(15).

1960'ların ortalarında, New Jersey'de bir ortodontist olan Dr. George Newman ve Japonya'daki Tokyo Tıp ve Diş Üniversitesi Ortodonti Bölümü başkanı Profesör Fujio Miura ortodontik braketlerin mineye yapıştırılmasına öncülük etmişlerdir. 1970'li yıllarda; Zachrisson'un braketleri direkt olarak asitle pürüzlendirilmiş mineye yapıştırma çalışmalarıyla birlikte direkt bonding sistemi yaygınlaşmıştır. Takip eden yıllarda birçok yeni yapıştırıcı, geliştirilmiş taban tasarımları, yeni braket malzemeleri, daha hızlı veya daha verimli ışınlama yöntemleri, florür salan ajanlar ve sızdırmazlık malzemeleri dahil olmak üzere birçok gelişme meydana gelmiştir(3,16)

Ortodontik braketleri mineye yapıştırmak için, çoğu ortodontist, diş minesinin ayrı ayrı pürüzlendirilmesi ve hazırlanması aşamalarını içeren geleneksel bir teknik kullanır. Başlangıçta, mine asitle pürüzlendirilir ve ardından durulanan ve kurutulan yüzeye hidrofilik bir astar yerleştirilir. Braketler daha sonra rezin kompozit ile dişe yapıştırılıp hizalanır ve görünür ışıkla sertleştirilir(17).

Asitle pürüzlendirme uygulaması diş hekimliği uygulamalarında sık kullanılan bir teknik olduğu halde, optimum asit uygulama süresi ve konsantrasyonu araştırmacılar arasında oldukça tartışmalıdır. Buonocore, 1955'te, asitle pürüzlendirme tekniğini ilk uygulamaya başladığında, %85'lik fosforik asiti 30 saniye süreyle uygulamayı önermiştir (15). Daha sonra araştırmacılar asit süresi ve konsantrasyonu ile ilgili birçok araştırma yapmıştır. 1960'larda asitleme süresi 60 saniyeye çıkarılmıştır(18).

Silverstone ve Retief araştırmalarında, 60 ila 120 saniye süreyle % 20-50 konsantrasyona sahip asit kullanmanın en kalıcı durumu oluşturduğunu bulmuşlardır(19). 1980’lerde ise asit uygulama süresi tekrar 30 saniyeye indirilmiştir. Asitleme süresinin 60 saniyeye uzatılmasının bağlanma gücünde artış olmaksızın daha pürüzlü mine yüzeyleri ürettiği gösterilmiştir. Bu arada, bazı yazarlar, kompozit rezin veya ortodontik braketlerin mineye bağlanma gücünü önemli ölçüde azaltmadığı için, % 32 ila % 40 oranında fosforik asit jeli kullanıldığında asitleme süresinin 15 saniyeye düşürülmesini önermişlerdir (20). Günümüzde asitle aşındırma rutin olarak % 33-37 konsantrasyonlu fosforik asit ile gerçekleştirilir(21).

2.2 Yapıştırıcı çeşitleri

Asitle pürüzlendirme tekniğinin geliştirilmesinden bu yana, rezin esaslı diş malzemeleri ile diş minesi arasındaki bağı optimize etmek için önemli araştırmalar yapılmıştır. İlk olarak kullanılan akrilik rezinler ve epoksiler, di-met, akrilat rezinlere dayalı kompozitlerle değiştirilmiştir. 1963 yılında Bowen’ın bisfenol A- glisidil dimetakrilat (BisGMA) rezin ve türevlerini geliştirilmesi, adeziv diş hekimliğinde devrim yaratmış ve birçok tedavi biçiminin ayrılmaz bir parçası haline gelmiştir(22). Her ne kadar kompozitler, cam iyonomerler ve kompomerler braket yapıştırılması için değerlendirilmiş olsa da, kompozit rezinler ortodontik braketlerin yapıştırılması için mevcut en etkili ve güvenilir yapıştırıcı olmaya devam etmektedir (23).

İdeal olarak yapıştırıcı aşağıdaki özellikleri taşımalıdır:

1. Tedavi süresi boyunca braketleri dişlere bağlı tutacak kadar güçlü olmalıdır.
2. Braket çıkarıldığında diş yüzeyinin hasar görmesine neden olmamalıdır.
3. Klinik olarak kullanımı kolay olmalıdır.
4. Diş çürüklerine karşı korumalıdır.
5. Makul bir maliyetle temin edilebilir olmalıdır (24).

2.2.1 Geleneksel Cam İyonomer Siman

Geleneksel (kimyasal olarak sertleşen) cam iyonomer siman, piyasada elle karıştırılan veya otomatik karıştırma için kapsüllenmiş bir şekilde toz ve sıvı olarak bulunur. Toz, kalsiyum fluoroaluminosilikat camdır ve sıvı, tipik olarak su içinde bir poliakrilik asit kopolimer solüsyonudur. Bu simanlar asitlenmemiş mineye uygulanır(25).

2.2.2 Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman

Bu malzemeler aynı zamanda ışıkla sertleşen cam iyonomer siman olarak da bilinir. El ile karıştırılarak toz ve sıvı olarak temin edilmektedir. Toz tipik olarak bir floroalüminosilikat camdır. Sıvı, cam ve diş yapısı ile reaksiyona giren karboksilik asit grupları ve kimyasal olarak veya ışıkla etkinleştirildiğinde polimerize olabilen vinil grupları içeren karmaşık bir monomerdur (25).

2.2.3 Kompozit Rezin

Bu yapıştırıcı, cam partiküllerden ve dimetakrilat monomerlerden formüle edilmiştir.

2.2.3.1 Kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinler

Elle karıştırma gerektiren pat-pat formları ve karıştırma gerektirmeyen pat ve astar formları mevcuttur. Pat ve astar formunda sertleşme gerçekleşmesi için pat ve astarın yakın teması gerekmektedir.

2.2.3.2 Dual cure kompozit rezinler

Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olabilen kompozitlerdir. Akışkan özelliklerinden dolayı genellikle yapıştırma materyali olarak kullanılırlar.

2.2.3.3 Işıkla sertleşen kompozit rezinler

Ortodontik yapıştırmada en sık kullanılan yapıştırıcılardan biridir. Yeterli bağlanma gücü sağlamalarına ve kullanımı kolay olmalarına rağmen, diş minesine sadece mikro-retansiyonla yapışırlar, kuru alan gerektirirler ve çürük önleyici etkisi için yeterli miktarda florür salınımları yoktur (26).

2.2.4 Poliasit Modifiye Kompozit (Kompomer)

Geleneksel cam iyonomer simanların avantajları arasında asitle aşındırmaya ihtiyaç duymamaları, florür salma ve absorbe etme özellikleri ve debonding sırasında daha az mine hasarı yaratmaları gösterilebilir. Ancak geleneksel cam iyonomer simanlar kompozit rezin yapıştırıcılara kıyasla daha zayıf bağ kuvvetlerine sahip olduğundan, yakın zamanda cam iyonomer ve kompozit bileşenleri içeren hibrit malzemeler geliştirilmiştir. Hibrit siman, kompozit rezin ve florür silikat camın tek bileşenli bir

kompozit rezin halinde birleştirilmesiyle oluşturulan yeni malzeme; poliasit modifiye kompozitler veya kompomerlerdir (27).

Mandall, 2018 de yaptığı derlemede yapıştırıcı çeşitlerini kıyaslamış ve ışıkla sertleşen veya kimyasal olarak sertleşen kompozitin hangisinin braket yapıştırmada kullanılıp kullanılmayacağı konusunda genellemeler yapmanın imkansız olduğunu kanıtlamıştır. Işıkla sertleşen kompozitin belirgin bir klinik avantajını destekleyen bilimsel bir kanıt bulamamıştır. Kompomer ve rezin kompozit karşılaştırıldığında ise kopma dayanımı açısından aralarında bir fark bulamamıştır. Bu durum gelecekte, ortodontik bağ için, kompomerlerin rolünün, özellikle dekalsifikasyonu azaltma potansiyelleri göz önünde bulundurulduğunda, daha fazla sayıda araştırma gerektirdiğini göstermektedir. Mandall, özetle kullanılacak ortodontik yapıştırıcı tipine klinik olarak karar vermek için kesin bir kanıt olmadığı sonucuna varmıştır (24).

2.3 Adeziv Sistemler

Adezyon, fiziksel veya kimyasal bağ ile, birbirinden farklı iki yüzeyin bir arada tutulması olarak tanımlanmaktadır.

Adeziv sistemler uygulama yöntemlerine ve etki mekanizmalarına göre üç başlık altında sınıflandırılmıştır.

2.3.1 Asitlenen ve yıkanan adeziv sistemler

Asitlenen ve yıkanan sistemler ilk olarak mine ve dentin yüzeylerinin fosforik asitle pürüzlendirilmesini içerir daha sonra uygulama aşamalarına göre iki gruba ayrılır(28).

2.3.1.1 Üç Aşamalı (4. Jenerasyon)

Üç aşamalı adeziv sistemler genel olarak asitle pürüzlendirme ve yıkama, hidrofilik monomer içeren primer uygulanması ve hidrofobik monomer içeren adeziv rezin uygulanması aşamalarını içerir. Minenin asitle pürüzlendirilmesi mine yüzeyinde mikropöröz alanlar oluşturur, böylece minenin yüzey enerjisi ve yüzey alanı artırılır(29). Daha sonra mine iyice kurutulurken dentin hafif nemli bırakılır böylece kollojen liflerinin büzülmesi engellenmiş olur. Nemli dentine primer uygulanır, primer uygulanmasının amacı dentinin yüzey gerilim değerini artırmaktadır (30).

2.3.1.2 İki Aşamalı (5. Jenerasyon)

Primer ve adezivin birleştirip asitten sonra tek bir aşama olarak uygulandığı sistemdir. Bu sistemle klinik uygulamada basamak sayısı azaltılarak pratiklik sağlanması amaçlanmıştır(31).

2.3.2 Self Etch Adeziv Sistemler

Self-etch yapıştırıcılar, durulama aşamasını ortadan kaldırarak klinik uygulama süresini, teknik duyarlılığı ve uygulama sırasındaki risk hatalarını önemli ölçüde azaltır(32).

2.3.2.1 İki Aşamalı (6. Jenerasyon)

2 aşamalı self etch adezivlerde ilk aşamada primer ve asit içeren hidrofolik bir solüsyon diş uygulanır daha sonra hidrofobik adeziv rezin uygulamasına geçilir.

2.3.2.2 Tek Aşamalı (7. Jenerasyon)

Asit, primer ve adeziv rezinin tek bir şişede olduğu sistemdir(33).

Bu nispeten yeni sistemler esas olarak dentin üzerinde kullanılmıştır. Primerin (astar) asidik kısmı, preparasyon sırasında ortaya çıkan smear tabakasını çözer ve onu karışıma dahil eder. Asidik primer solüsyonları ayrıca dentini demineralize eder ve kollajen liflerini ve hidroksiapatit kristallerini enkapsüle eder. Yapışkan rezin bileşeni daha sonra astarlanmış dentinin içine yayılır ve bu da bir "hibrit katman" oluşturur. Ancak esasen dentin yüzeyi için kullanılan bu yeni sistemlerin aynı zamanda diş minesine bağlanırken de etkili olduğu bulunmuştur(34).

J. De Munck ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada yeni nesil yapıştırıcılar karşılaştırılmıştır. Sonuçlar üç aşamalı asitlenen ve yıkanan adeziv sistemin, yapışma dayanıklılığı açısından hala "altın standart" olarak kaldığını ortaya koymaktadır. Klinik uygulama prosedüründe ki her türlü basitleştirme, bağlanma etkinliğinin kaybına neden olmaktadır. Yalnızca iki aşamalı self-etch yapıştırıcılar bu standarda yaklaşabilmiştir, ayrıca manipülasyon kolaylığı ve azaltılmış teknik duyarlılık gibi ek klinik faydalara da sahiptir (35).

2.4 Braket çeşitleri

Braket; ağız içinde dişlerin düzgün bir şekilde sıralanmasını sağlayan, dişler fosforik asitle pürüzlendirildikten sonra yapıştırıcı yardımıyla dişler üzerine yapıştırılıp üzerine ark formunda teller geçirilen sabit ortodonti aygıtlarıdır. Braketler metal, plastik veya seramik materyalden üretilir.

2.4.1 Metal Braketler

Sabit ortodontik braketler için en sık kullanılan malzeme paslanmaz çeliktir. Amerikan demir çelik enstitüsü tarafından belirlenen çelik tiplerinden 303, 304, 304L, 316, 316L ve 317 tipleri ortodontik braketler için kullanılır(36). Çoğu ortodontik braket, % 18 ila % 20 krom ve % 8 ila % 10 nikel içeren ve az miktarda manganez, silikon ve karbon içeren 304L tipinden yapılır(37). Ortodontik braketlerin diş minesine doğrudan bağlanması ortodonti alanındaki yeniliklerdendir. Ancak hala, yapıştırılan braket ile rezin arasındaki bağda retansiyon problemi vardır. Bu nedenle çoğu braket mekanik tutuculuk sağlar örneğin, braket tabanının pürüzlü yapısı (mesh) gibi. Ek olarak braketlerin kumlanması veya lazerle pürüzlendirilmesi tutuculuğun iyileşmesini sağlar (38).

2.4.2 Plastik Braketler

1970'lerin başında piyasaya sürülen estetik braketler metal braketlere bir alternatif olarak pazarlanmıştır. Fakat plastik braketlerdeki düşük renk stabilitesi ve oluşan deformasyon sebebiyle beklenen özellikleri karşılayamamıştır(39). Paslanmaz çelik braketleri ve plastik braketleri karşılaştıran bir çalışma, plastik braketlerin yalnızca metal bir yuvaları varsa klinik uygulama için uygun olduğunu göstermiştir(40).

2.4.3 Seramik Braketler

1980'lerin ortalarında, monokristal ve polikristal seramik malzemelerden yapılan ilk braketler ortodonti alanına girmiştir. Plastik braketlerin aksine, çoğu ortodontik kuvvetlere dayanabilecek ve renklenmeye direnç gösterebilecek estetik ihtiyacı karşılayabilecek bir cihaz olarak tanıtılmışlardır(41).

Genel olarak seramik braketlerin diş renginde olması ve dışardan bakıldığında daha az görünmesi estetik beklentisi yüksek olan hastalar tarafından tercih edilme sebebidir.

Ancak, seramik braketler için braket slotlarında sürtünme katsayısının fazla olması, braket kanat kırıkları, temas eden karşıt dişte aşınma ve braketlerin sökümü esnasında oluşan mine zedelenmesi gibi birçok problem rapor edilmiştir(42).

Seramik braket tabanlarının diş bağlanması için birkaç mekanizma geliştirilmiştir. Bunlar, mekanik bağlanma, kimyasal bağlanma ve her iki yöntemin bir kombinasyonudur(43).

Braket tabanının diş minesine bağlanma şekli söküm aşamasında önemli bir faktördür. Söküm işlemi esnasında oluşan istenmeyen diş zedelenmesiyle ilgili raporlar, üreticilerin seramik braketlerin tabanlarını yeniden şekillendirmesine sebep olmuştur. Diş hasarının en aza indirgenmesi için seramik braket tabanının kimyasal olarak değil, mekanik olarak tutucu olması istenmiş ve tasarımlar bu yönde olmuştur. Bugün yaygın olarak kullanılan seramik braketlerin birçoğu mekanik olarak bağlanan braketlerdir(44). Mekanik tutuculuk, braket tabanının altına oluklar veya kesikler oluşturarak sağlanmaktadır. Tabanda oluşturulan bu düzensizlikler yapıştırıcı adeziv ile mekanik bir kilit oluşturmaktadır(45). Daha önceki çalışmaların birçoğunda mekanik retansiyonun yeterince iyi bağlanma kuvveti oluşturduğu sonucuna varılmıştır(46–48)

2.4.4 Kendinden Yapıştırıcılı Braketler

Buonocore'un geliştirdiği direkt yapıştırma tekniği, Newman'ın plastik braketleri diş yüzeyine ilk defa başarılı bir şekilde yapıştırmasının önünü açmıştır. Ortodontistler, sabit ortodontik tedavi için klinik prosedürleri basitleştirerek, tam bantlı cihazlardan dişe doğrudan yapıştırılan braketlere geçerek bu teknolojiyi benimsemiştir(49).

Yapıştırıcı teknolojisi, uygun maliyetli ve daha kolay bir yapıştırma tekniğine ulaşmanın yanı sıra yapışma gücünü artırırken yapıştırma süresini azaltmayı hedefleyerek gelişmeye devam etmiştir. 1991-1992'de 3M, braketin ve yapışkanın daha iyi kontrol edilmesine bağlı olarak başarısızlık oranlarında azalma olduğu iddia edilen klinik avantaja sahip, adeziv ile önceden kaplanmış braketleri (APC) tanıtmıştır(50).

3M Unitek, APC kendinden yapıştırıcılı cihaz sistemini piyasaya sürdükten sonra, 2000 yılında, APC II sistemini tanıtmıştır. Her iki sistemde braket tabanında rezin bazlı yapıştırıcıya sahipti ancak APC II'nin yapıştırıcısı ilk sisteme göre kullanımını

kolaylaştırmak amacıyla daha az visköz yapılmıştı, son kullanım tarihi uzatılmıştı ve daha iyi bir ambalaja sahipti. APC II'nin sahip olduğu düşük viskozite, braket yerleştirilmesini ve pozisyonlandırılmasını kolaylaştırmıştır. 2002 yılında, firma üçüncü nesil olan APC Plus sistemini piyasaya sürmüştür. APC Plus braketlerin tabanında rezin kompozit yerine ışınlandıktan sonra renk değiştiren pembe renkli bir kompomer yapıştırıcı mevcuttur. Böylece tedavi sırasında flor salınımı yapabileceği ve neme karşı daha yüksek tolerans sağlayabileceği bildirilmiştir(12,51)

Son olarak 3M Unitek şirketi taşkın kompozit temizleme adımını ortadan kaldıran APC Flash-free braketleri tanıtmıştır. Her braket tabanına önceden yerleştirilmiş en uygun miktarda yapıştırıcı ile ayrı ayrı paketlenmiş ve uygulayıcının braketini kolayca yerleştirmesine ve taşkın kompoziti temizlemesine gerek kalmadan ışınlamasına izin vermiştir. Firma, taşkın kompozit temizleme aşamasını ortadan kaldırarak güvenilir yapışma mukavemeti ve azaltılmış yapıştırma süresi vadetmiştir(52).

2.5 Bağlanma Dayanımı

1970'lerin sonlarında, ortodontik braketlerin diş yüzeyine doğrudan yapıştırılması kabul edilen bir klinik teknik haline geldiğinden beri klinisyenlerin tedavi esnasında en yaygın karşılaştığı problemlerden biri braket kopmasıdır. Bu genellikle bir hastanın yanlışlıkla brakete uygunsuz kuvvet uygulamasının veya zayıf bir bağlama tekniğinin sonucudur(53).

Uzun süreli sabit ortodontik tedavinin etkinliği, braketler ile diş yüzeyi arasında sabit bir bağ gerektirir. Braket bağlama sisteminin geliştirilmesi için araştırmacılar tarafından ortodontik yapıştırıcılar, yüzey hazırlama teknikleri ve yapıştırma yöntemleri gibi birçok malzeme denenmiştir. Bu tür bir bağlama sisteminin gücü, genellikle bir mekanik test makinesi kullanılarak laboratuvar ortamında test edilir (54).

Tablo 2. 1. Ortodontik Bağ Kuvveti Testlerinin Sınıflandırılması

Test Ortamı	Yükleme çeşitleri	Tabaka
İn vitro: laboratuvar ortamında mekanik test makinesi yardımıyla debonding işlemlerinin	Kesme: kesme yüklemesinin kullanımı deneysel testlerin görece basitliği ve güvenilirliği	mine

simule edilmesi.	nedeniyle çok popülerdir.	
İn vivo: tedavi esnasında braket başarısızlığının oran ve yer analizi	Çekme	Kompozit rezin
Ex vivo: bilgisayar ortamında sonlu elemanlar analizi	makaslama	Porselen
		Amalgam

Van Noort ve arkadaşları (1989) ve Rueggeberg (1991), farklı bonding ajanları arasında geçerli karşılaştırmaların yapılmasına izin vermek için, bağ kuvvetlerini ölçen test prosedürlerinin standardizasyonunun gerektirdiğini önermişlerdir(55). Doğru ve yaygın olduğu için bağlanma dayanımını ölçme işleminde Instron evrensel test makinesi kullanılmıştır. Bu makine, hareketli başlığı aracılığıyla bağlı brakete ölçülü ve kontrollü bir kuvvet verebilir. Üiversal test makinesi ile yapılan bağlanma dayanımı testi, çekilmiş dişlere yapıştırılan farklı ortodontik braketlerin bağlanma kuvvetlerini ölçmek için kullanılan önemli bir yöntemdir. Bu testin birçok avantajı ve dezavantajı vardır. En büyük dezavantaj, laboratuvarda yapılan bağlanma dayanımı testinin klinik durumu tam olarak kopyalamamasıdır. Ağızda, ortodontik braketlere yönelik kesme, çekme ve makaslama kuvvetlerinin bir kombinasyonu bulunurken, in vitro çalışmalarda evrensel test makinesi, bunların kombinasyonunu değil yalnızca saf kuvvetleri (kesme, gerilme veya makaslama) üretebilmektedir. Ayrıca, makine için yükleme hızı sabittir, oysa in vivo debonding için kuvvet yükleme hızı standart değildir. Ortodontik adeziv sistemin (braket-yapışkan-mine) bağlanma gücü değişkenlik gösterir ve yapıştırıcı türü, braket tabanı tasarımı, mine morfolojisi ve klinisyenin tekniği gibi çeşitli faktörlere bağlıdır. İn vitro bağlanma dayanımı testi, yukarıda anlatılan sınırlamalara rağmen, klinik braket kopma dayanımı hakkında önemli bilgiler sağlayarak farklı protokollerin bağlanmasını karşılaştırmak için kullanılan uygun bir yöntem olmaya devam etmektedir(56–58) Bağ gücü birimleri megapaskal (MPa), santimetre kare başına kilogram (kg/cm²) ve inç kare başına pound (lb/in² veya psi) şeklindedir. Newton (N), kilogram (kg) veya pound (lb) birimleriyle bildirilen bağ kuvvetini görmek yaygındır. Bağ gücü, bağ kuvvetinin bağlı cihazın yüzey alanına bölümüdür. Tipik bir braketin nominal bağlanma alanı 11 ila 16 mm² arasındadır. Çiğneme sırasında brakete iletilen ortalama kuvvetin 40 ile 120 N

arasında olduğu rapor edilmiştir; bu nedenle, yapışkan ve braket sistemi arasındaki bağ 8 MPa'ya kadar uygulanan bir gerilime dayanabilmelidir. Daha geniş yapıştırma alanına sahip bir braket seçilerek tutuculuk iyileştirilebilir(25).

Braket ile diş yüzeyi arasındaki bağ, ortodontik tedavi sırasında ortodonti mekaniği ve çiğneme kuvvetleri tarafından üretilen kuvvetlere dayanabilmelidir. Reynolds klinik olarak optimal bağ kuvvetinin yaklaşık 6 ila 8 MPa olduğunu bildirmiştir(59). Öte yandan, tedavi sonunda debonding aşamasında diş yüzeyine zarar vermemek için bağ gücü çok yüksek olmamalıdır(60). 1974'teki çalışmasındaki Retief, mine kırılmasının 13,5 MPa kadar düşük bağ kuvveti ile oluşabileceğini göstermiştir(61).

2.6 Yüzey Pürüzlülüğü

Braketler ortodontik tedavinin en önemli bileşenlerindendir, tüm ortodontik materyaller arasında hastanın ağızında en uzun süre kalırlar(62). Sabit ortodontik tedavi sırasında braket slotu ile ark teli arasında kayma mekaniği oluşur ve sürtünme direnci ile karşılaşılır. Dolayısıyla, iki yüzey arasında sürtünmenin üstesinden gelmek, braket tasarımında önemli bir değerlendirme gerektirir(63). Braket ve tel arayüzü arasında meydana gelen sürtünme sebebiyle uygulanan kuvvetin bir kısmı sürtünme olarak dağılırken geri kalanı diş hareketini başlatmak için dişin destekleyici yapılarına aktarılır. Dolayısıyla, uygulanan kuvvet yeterli büyüklükteyse, biyolojik diş hareketi meydana gelir(64).

Materyallerin morfolojik, yapısal ve mekanik özellikleri oral ortama maruz kaldıktan sonra değişebilir(65). Biyofilm absorpsiyonu ve kalsifikasyonu, braketlerin ve ark tellerinin gözenekliliğini ve pürüzlülüğünü artırabilir, bu durum braketler ile ark telleri arasındaki sürtünmede varyasyona ve yanlış tork ifadesine neden olabilir(66). Ortodontik tedavide, braketler ve ark telleri arasındaki kaymaya direnç, dişlere iletilen kuvveti büyük ölçüde etkiler, kayma mekaniği çekim alanını kapatmak amacıyla yaygın olarak kullanıldığı için bu durum ortodontik kuvveti % 50 oranında azaltabilir(67).

Klinikte braket ve ark teli arasındaki kayma direncini etkilediği için braket slot yüzey pürüzlülüğü çalışmaları büyük ilgi çekmektedir (62).

Pürüzlülüğün dikkate alınması gereken önemli bir olgu olduğu açıktır ve literatür de bir yüzeyin pürüzlülüğünü ölçmek için birkaç yöntem kullanılmıştır. Bu yöntemler arasında temaslı profilometri, lazer temassız profilometri (optik profilometre), taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve atomik kuvvet mikroskobu (AFM) sayılabilir(68).

2.6.1 Profilometre

2.6.1.1 Mekanik profilometre

Mekanik profilometre iki boyutlu, elmas uçlu bir kalem kullanan dokunsal bir yöntemdir. Bu tür mekanik temas yöntemlerinde, ucun şekli yarı geçirgen bir filtre görevi görür ve sensörün yarıçapına göre küçük boyutlardaki kusurlar ihmal edilir. Tekniğin hassasiyeti 0.01 μm düzeyindedir. Ölçülen yüzeyin pürüzlülüğü düşük seviyede ise sensör çözünürlüğü yetersiz kalır ve optik ölçümler gerekir(69).

2.6.1.2 Optik profilometre

Optik profilometri, pürüzlülüğün hem nitel hem de nicel bir modelinin elde edildiği üç boyutlu (3B) bir analiz yöntemidir. Optik yöntem, temassız bir yöntemdir, yüzeyi aydınlatmak için bir lazer ışını (633 nm'lik He-Ne ışını) kullanır ve malzemenin 3 boyutlu profilini ölçer(70). Yüzeylerdeki yükseklik değişimlerini ölçmek için ışığın dalga boyunu kullanır(71).

Mekanik sensörler ile karşılaştırıldığında, optik sensörler daha yüksek pürüzlülük değerlerini ölçer, çünkü lateral çözünürlük daha yüksektir ayrıca mekanik sensörlerin malzeme ile doğrudan teması nedeniyle mevcut tepe noktaları düzleştirilebilir; ancak bu etki malzemeye bağlıdır(72).

2.6.2 Taramalı elektron mikroskobu (SEM)

Taramalı elektron mikroskobu, dental materyallerin mikro yapısını değerlendirmek için güçlü bir araçtır. Bu teknikte bir elektron ışını, ışının enerjisi ve numunenin doğası da dahil olmak üzere birçok faktöre bağlı olan örnek yüzeyini çeşitli sinyaller üretmek için tarar. SEM, görüntülerin yüksek büyütmede (50x-10.000x ve üzeri) görselleştirilmesine izin verir (73).

Taramalı elektron mikroskop tekniğinde ışık kullanımı yoktur ve numunenin rengi görüntüyü etkilemez. Bu da optik mikroskopların kullanımını zorlaştıran, dış dokularının ve dış malzemelerinin açık renklere sahip olma eğiliminde olduğu dış hekimliğinde önemli bir noktadır (74).

2.6.3 Atomik Kuvvet Mikroskop (AFM)

Atomik boyutlardaki sivri bir iğne ucu sayesinde, yüzeyin yüksek çözünürlükte ve üç boyutlu olarak görüntülenmesini sağlar. Bu görüntüleme, mikroskoptaki ucun yüzey ile etkileşimi sonucunda gerçekleştirilir. AFM, ölçülen yüzeylerin üç boyutlu gerçekçi izlenimlerini veren, invaziv olmayan bir tekniktir. Kullanımı çok kolay ve hızlı bir yöntem olup, neredeyse tüm yüzeyi taramak ve daha sonra seçilen alanları analiz etmek mümkündür. Bu seçilen alanlar için pürüzlülük hesaplanır ve belirli bir yüzeyi karakterize etmek için yüzeyin tipik bölgelerini seçmek mümkündür(75).

Ancak AFM, üç boyutlu konfigürasyon ve seçilen yüzeyin kantitatif ölçümleri gibi birçok avantaj sağlarken, numune hazırlığı gerektirmesi gibi dezavantajları da vardır (Örneğin; braket slotunu ölçerken yuva yüzeyini açığa çıkarmak için braket kanatlarının aşındırılması gibi). Ek olarak, AFM'nin ölçüm aralığı mikrometre ölçeğindedir ve bu durum makroskopik özellikleri iyi tanımlayamayabilir(62).

Yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazları pürüzlülük verilerini nicel olarak elde etmemizi sağlar. Pürüzlülük değerlendirilmesi için kullanılan bazı ölçüm parametreleri aşağıdaki gibidir;

Ra: Genel yüzey pürüzlülüğünü tanımlayan ortalama pürüzlülük değeri

Rq: Pürüzlülük profili yüksekliklerin karelerinin toplamının karekök ortalaması

Rmax: Yüzeyde izole edilmiş profil özelliklerini kaydeden maksimum pürüzlülük derinliği

Rz: Ardışık beş örnekleme derinliğinin ortalama maksimum yükseklikten derinliğe olan mesafesi(76)

2.7 Diş Hekimliğinde Renk

Renk, bir nesneden yansıyan veya iletilen ışığa tepki veren görsel bir algı olgusudur (77). Renk tamamen ışıkla ilgilidir. Rengin görünür olması için ışığın bir nesneden yansıtılması gerekir. Yansıyan ışınlar gözün retinasındaki sinir sensörlerine ulaşır ve bu sensörleri beynin görsel korteksinde yorumlanan bir sinyal oluşturması için uyarır. Son algıyı değiştirmek için bu yolda sayısız olasılık vardır(78). Renk algısı yorgunluk, yaşlanma, duygu, aydınlatma koşulları ve metamerizm gibi birçok faktörden etkilenebilir. Renkleri ayırt etme yeteneği, gözlemciler arasında tek tip değildir dolayısıyla gözlemciler, standart testlerin tekrar tekrar kullanılmasıyla renk ayrımı konusunda eğitilmelidir. Renk sistemleri, olası tüm renk algılarını grafiksel olarak düzenleyerek ve bu renklerin ilişkilerini nicel bir şekilde not ederek renk hakkında bilgi edinmemizi sağlar. Bu sistem, bilim, sanat ve endüstride renklerin doğru şekilde belirlenmesini ve eşleştirilmesini mümkün kılar (79).

2.7.1 Renk Sistemleri

Rengin tanımlanması için geliştirilmiş sistemlerdir. Renk sistemleri ‘Görsel Sistemler’ ve ‘Matematiksel Sistemler’ olarak sınıflandırılabilirler. Görsel Sistemler belli bir sistematik düzende oluşturulmuş çok sayıda standart renk kartından oluşurlar. Belirlenmek istenen renk, görsel sistem içindeki en yakın renk kartının koduyla anılır. Görsel renk sistemlerinden en yaygın kullanılanları Munsell Renk Sistemi ve Doğal Renk Sistemi’dir. Matematiksel renk sistemleri ise, her bir noktası bir renge karşılık gelen üç boyutlu sanal renk koordinatları oluşturularak kurulur. Matematiksel renk sistemlerinin en yaygın kullanılanı CIE Lab sistemidir(80).

2.7.1.1 Munsell Renk Sistemi

Başarılı bir restorasyon için estetik dental materyallerin renk stabilitesi kabul edilebilir olmalıdır. Renk değişiminin derecesi görsel olarak algılanır veya fotometrik aletlerle ölçülür. Eskiden renk ölçümlerinin yapıldığı doğruluk derecesi, alete ve malzeme yüzeyinin tipine göre değişiyordu, bu durumu standardize etmek için renk sistemleri geliştirilmiştir(81). Yirminci yüzyılın ilk on yıllarında çalışan Amerikalı ressam Albert Henry Munsell, ilk başarılı ve genel olarak kabul gören renk sistemini geliştirmiştir. Onun sistemi bugün uluslararası olarak tanınan bir standarttır. Munsell Sisteminde olası

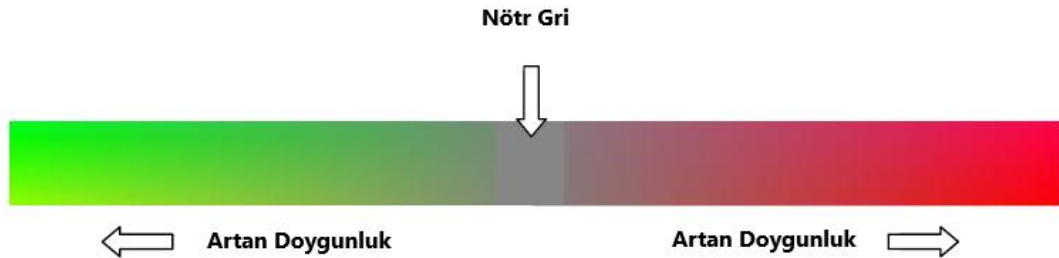
her renk algısı üç değişkenle tanımlanabilir: Ton (Hue) , Değer (Value) ve kroma (Chroma)(79).

Ton; spektrumdaki saf durumda bulunan ve beş ana gruba ayrılan herhangi bir renge verilen isimdir: Kırmızı, yeşil, sarı, mor, mavi ve bitişik ana tonların ortasındaki beş ara ton.



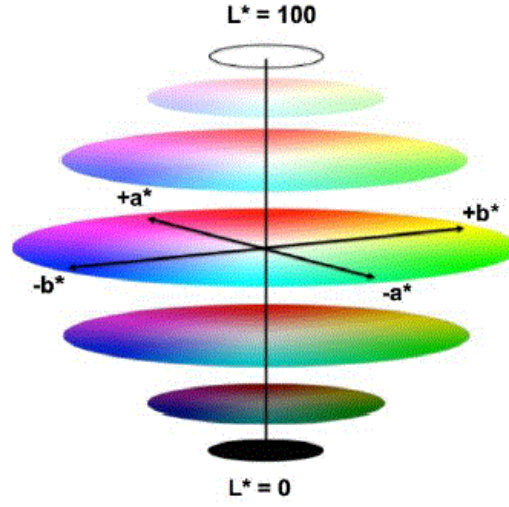
Şekil 2. 1. Renk Tonları (Fraser, B., Murphy, C., Bunting, 2005)

Kroma; rengin yoğunluğunun doğrudan bir belirleyicisidir. Bir rengin doygunluğu, nötr griye göre saflık derecesini tanımlar. Renk doygunluğu benzer şekilde kroma olarak adlandırılır. Doygunluk ve kroma birlikte bir renk tonunun "renkliliğini" veya saflığını belirler. Örneğin, temiz, saf bir mavi yüksek bir doygunluk düzeyine sahipken, daha kirli/donuk bir mavi daha düşük bir saflığa sahiptir. Bir renk (ton) daha doymuş (yani daha saf) hale geldikçe daha az gri olur. Tersine, bir renk giderek doygunluğu azaldıkça giderek solgunlaşır; sonunda nötr griye ulaşır, tamamen nötr grinin doygunluk değeri sıfırdır. Yüksek doygunluk seviyelerinde parlak, canlı, yoğun renkler elde edilir.



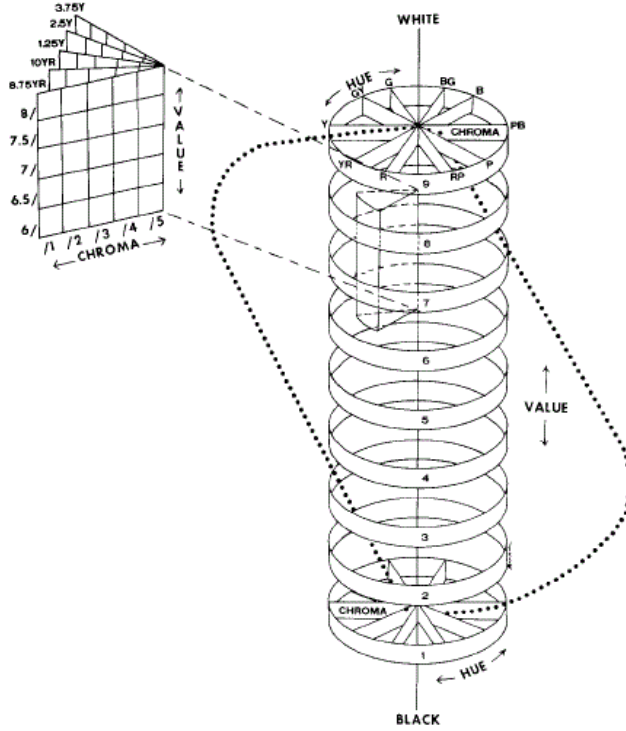
Şekil 2. 2. Kroma (Fraser, B., Murphy, C., Bunting, 2005)

Değer, altta siyahtan (0 değeri) üstte beyaza (10 değeri) kadar renk katı boyunca dikey olarak değişen bir rengin açıklığı ya da koyuluğudur. Nötr griler, siyah ve beyaz arasındaki dikey eksen boyunca uzanır.



Şekil 2. 3. Değer (Fraser, B., Murphy, C., Bunting, 2005)

Munsell renk sistemi renkleri üç boyutlu uzayda sistematik olarak gösteren ve ton, değer ve kromayı algısal olarak tek tip bir şekilde bağımsız boyutlara ayıran ilk sistemdi. Bu sistem renk biliminin birçok alanında standart bir renk spesifikasyon sistemi olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır(82).



Şekil 2. 4. Üç boyutlu Munsell Renk Sisteminin idealleştirilmiş bir temsili.

Ton boyutu, merkez eksenin etrafına yerleştirilmiş on renkle temsil edilir. Chroma, tekerleklerin parmaklıkları ile ilgilidir; renkler çevrede en saftır ve merkezi akromatik Değer eksenine yaklaştıkça daha gri hale gelir. Değer, bir rengin açıklığını / koyuluğunu ifade eder ve dokuz Değer seviyesi dokuz tekerlekle temsil edilir. En koyu renkler alt çarkta, en açık renkler üst çarkta. Noktalar, sarı ve mor-mavi Tonlar için düz renk düzenin gerçek dış hat biçimini yansıtmak üzere silindirin bozulmasını gösterir (83).

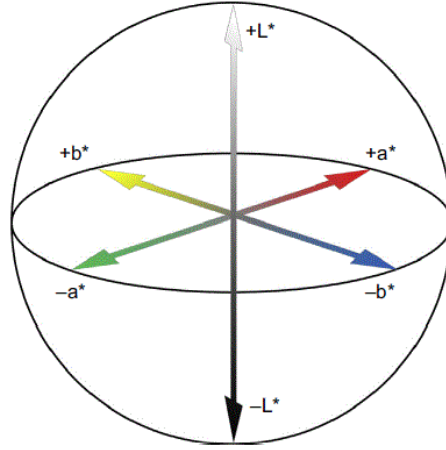
2.7.1.2 CIE L*a*b* Renk Sistemleri

Matematiksel bir renk tanımlama sistemi olan CIE Lab renk sistemini Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (Commission Internationale de l'Eclairage, CIE) oluşturmuştur. İnsan gözünde üç tip konik yapıya ışık algılama hücreleri mevcuttur ve bunlar kırmızı, mavi ve yeşil ışıklara duyarlıdır, CIE Lab Sistemi renkleri tanımlarken bu bilgiyi temel alır. Buradan ilham alınarak oluşturulan modelde her renk; L, a ve b kısaltmalarıyla adlandırılan üç bileşen türünden adlandırılır. CIE Lab renk sistemi, cismin renginin yanında, gözlemciye ve ışığa ilişkin tanımlamalar da getirir böylece diğer renk tanımlama sistemlerine göre daha hassas ve tekrarlanabilen sonuçlar verir (84).

CIE (Uluslararası Aydınlatma Komisyonu) sistemleri güvenilir ölçüm sistemleridir. CIE organizasyonu yıllar içinde bir dizi renk ölçüm sistemi belirlemiştir. Bu sistemler bir rengi belirlemek ve sayısal bir sonuç vermek için bir ölçüm aleti kullanır. CIE ölçümleri herhangi bir yazıcı, tarayıcı veya monitörden bağımsız, standartlaştırılmış ve güvenilir sistemlerdir. Bu nedenle bu sistemlerden biri tarafından bir renk belirtildiğinde, herhangi bir yerdeki herhangi bir kullanıcı için aynı anlama gelir. Renk yönetiminde popüler olan iki CIE sistemi Lab ve Yxy sistemleridir. Lab sistemi renk profili oluşturmada ve photoshop'ta kullanılır. Yxy sistemi genellikle farklı cihazların renk gamını analiz etmek ve karşılaştırmak için kullanılır.

CIE Lab (L*a*b*) sistemi, bir rengi üç boyutlu renk uzayındaki konumuna göre belirler. L* koordinatı açıklığı, a* rengin kırmızı-yeşil eksen üzerindeki konumunu ve b* rengin sarı-mavi eksen üzerindeki konumunu temsil eder. Yxy sisteminde bir renk, kromatiklik diyagramı adı verilen bir grafik üzerinde x ve y koordinatlarıyla belirtilir. Lab ve Yxy, belirli bir cihazla ilgili olmayan, cihazdan bağımsız renk ölçümleridir. CIE

sistemleri (özellikle Lab), rengi ölçmenin ve belirlemenin önemli yollarıdır ve birçok renk yönetimi işleminde kullanılır(85).



Şekil 2. 5. Commission Internationale de l'Eclairage renk ölçüm sisteminde L*, a* ve b* koordinatlarının temsili (Patcas ve Eliades, 2017).

ΔL : açıklık (0)-koyuluk farkı(100)

Δa : kırmızılık (+) ve yeşillik farkı (-),

Δb : ise sarılık(+) ve mavilik farkı (-). (86)

CIE Lab renk sisteminde iki renk arasındaki farklılığı belirlemek için aşağıdaki formülden yararlanılır;

$$\Delta E^*=[(L1^*- L0^*)^2 +(a1^* - a0^*)^2 +(b1^* - b0^*)^2]^{1/2}$$

ΔE değeri iki cisim arasındaki renk farklılığının matematiksel olarak hesabıdır. ΔE değerinin olabildiğince az olması istenir(80). CIE Lab renk farkı formülü, iki cisim arasında algılanan renk farkının büyüklüğünü temsil eden sayısal verileri (ΔE) sağlamak üzere tasarlanmıştır. ΔE farkı, yalnızca fark edilebilir farkların birimlerinde rapor edilen bir miktardır. Formül, çeşitli görsel eşik verilerinden türetilmiştir. CIE Lab renk farkı formülü, görsel olarak değerlendirilen ortalama renk farklılıklarıyla iyi korelasyon gösteren matematiksel olarak hesaplanmış renk farklılıklarına yol açar. Çoğu renk kontrolü durumu, iki nesnenin arasında eşleşme veya uyumsuzluk olduğuna karar verilerek ele alınır. Yaklaşık bir birim ΔE değerine sahip iki nesne, insan gözlemi ile kabul edilebilir bir renk eşleşmesi olarak değerlendirilmiştir(87,88)

O'Brien ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada renk farkının klinik olarak anlamlı olabilmesi için ΔE değerinin 3,5 birimden fazla olması gerektiği bulunmuştur(89). Wozniak ve arkadaşları 2 birimden, Kuehni ve arkadaşları ise 1 birimden fazla olması gerektiğini ifade etmişlerdir(90,91) O'Brien tarafından belirlenen klinik anlamlılık tablosu aşağıda gösterilmiştir;

Tablo 2. 2. O'Brien tarafından belirlenen klinik anlamlılık tablosu

Renk farkı (ΔE)	Klinik renk değerlendirmesi
0-0.5	Kusursuz
0.5-1	Mükemmel
1-2	İyi
2-3.5	Klinik olarak kabul edilebilir
>3.5	Uyumsuz eşleşme

National Bureau of Standards (NBS) tarafından belirlenmiş olan klinik anlamlılık kriterleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir; (92)

Tablo 2. 3. National Bureau of Standards (NBS) tarafından belirlenmiş olan klinik anlamlılık

ΔE Birimi	Renk Değişiminin Belirtisi
0-0.5	Çok az değişim
0.5-1.5 Az:	Az değişim
1.5-3	Belirlenebilir, algılanabilir değişim:
3-6	Fark edilebilir belirgin değişim
6-12 Fazla değişim:	Oldukça belirgin
12 ve üzeri	Çok fazla değişim, başka bir renk

NBS birimi = $\Delta E \times 0.92$ olarak belirlenmiştir.

2.7.2 Renk ölçüm yöntemleri

Dişlerin rengini ölçmek için birçok yöntem vardır. Bu yöntemlerin; görsel karşılaştırmalar, spektrofotometreler, kolorimetreler, spektoradyometreler ve dijital görüntü analiz teknikleri kullanılan enstrümantal ölçümler gibi çeşitleri vardır(93).

2.7.2.1 Görsel yöntemler

Diş rengini klinik olarak değerlendirmede en yaygın kullanılan yöntem, ticari bir renk skalası ile görsel renk eşleştirmesidir. Cinsiyet, yaş, aydınlatma, renk görme eksiklikleri

ve göz yorgunluğu gibi faktörler görsel renk seçimini etkileyebileceğinden, genellikle öznel ve tutarsız bir yöntem olarak kabul edilir. Bununla birlikte, hızlı ve uygun maliyetli bir yöntemdir, bireylerin ayırt etme yeteneği eğitim ve deneyim ile geliştirilebilir(94,95)

2.7.2.2 Kolorimetre

Kolorimetreler, bir nesneden yansıyan ışığı görünür spektrumun mavi, kırmızı ve yeşil alanlarına filtreleyerek tristimulus değerlerini (CIE XYZ) ölçer ve bunları CIE Lab değerlerine dönüştürür. Temel optik elemanları, bir ışık kaynağı ve üç filtreden oluşan bir dedektör içerir. Genel olarak, kolorimetrelerin güvenilir olduğu, iyi tekrarlanabilirliğe sahip olduğu ve renk farkı ölçümleri için doğru olduğu gösterilmiştir. Kolorimetre cihazlarına örnek olarak Shade Eye NCC (Shofu Dental, Kyoto, Japonya), Shade Scan (Cynovad Inc., Montreal, Kanada), ShadeVision X-Rite (Grandville, MI, A.B.D.) gösterilebilir(93,96). Kolorimetrelerin bazı dezavantajları da mevcuttur. Örneğin; kolorimetreler düz yüzeyleri ölçmek için tasarlanmıştır, dişler genellikle düz değildir ve yüzey anomalilerine sahip olabilir. Bunun yanı sıra dişler yarı saydamdır, bu da ölçülen diş numunesinin kenarında ışık kaybına neden olarak yanlış renk değerleri vermesine neden olabilir (97).

2.7.2.3 Spektrofotometre

Spektrofotometreler, görünür spektrum boyunca 1-25 nm aralıklarla bir nesneden yansıyan ışık enerjisinin miktarını ölçer ve ölçülen spektral yansımayı renk koordinatlarına (CIEXYZ, CIELAB veya CIELCH) ve çeşitli diş rengi değerlerine dönüştürebilir. Bu, tek bir renk tonu olabilir veya bir diş yüzeyindeki ince farklılıkları haritalayabilir(98). Görsel ve enstrümantal renk ölçüm yeteneğinin sistematik bir incelemesinde, çalışmaların çoğu bir spektrofotometre kullanıldığında daha kesin sonuçlar bildirmiştir(99). Bahannan'ın diş hekimliği öğrencileri arasında renk eşleştirme kalitesini karşılaştırmak için yaptığı bir çalışmada, görsel yöntemler renk seçiminde sadece %36.3 doğruluk oranı verirken, bir spektrofotometre kullanımı %80.4 doğruluk oranı vermiştir (94).

Klinik uygulamalar için farklı tasarımlara, yazılımlara ve veri çıktılarına sahip çeşitli ticari spektrofotometreler mevcuttur. Örneğin; SpectroShade (MHT Optic Research AG,

İsviçre) ve VITA Easyshade (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) gibi. Yapılan çalışmalarda bu spektrofotometrelerin tekrarlanabilirliğinin sırasıyla %96.9 ve %96,4 olduğu gösterilmiştir(77). Maksiller ve mandibular dişleri ölçen başka bir klinik çalışmada, her iki cihaz da CIE Lab değerlerinde önemli farklılıklar olmaksızın mükemmel tekrarlanabilirlik göstermiştir(100).

2.7.2.4 Spektoradyometre

Spektoradyometreler, görünür ışık spektrumu boyunca cisimlerden yayılan veya yansıyan radyometrik miktarları (ışık, parlaklık) ölçer. Kolorimetrik değerler, sırasıyla parlaklık ve aydınlık ile ifade edilir ve renk koordinatlarına dönüştürülebilir (CIEXYZ, CIELAB ve CIECLH). Spektrofotometreler ve spektoradyometreler arasındaki temel fark, spektoradyometrelerin yerleşik ışık kaynaklarına sahip olmaması ve temassız ölçüm cihazları olmasıdır. Spektoradyometreler kullanılarak diş renginin ölçülmesinin avantajları, temel olarak temassız ölçüm yaklaşımlarıyla ilişkilidir. Bazı çalışmalar, spektoradyometriye dayalı renk ölçümünün, diğer temaslı ölçüm cihazlarıyla karşılaştırıldığında, insan renk algısına daha yakın olduğunu göstermiştir(101,102). Bununla birlikte, diş rengi ölçümleri için diğer renk ölçüm cihazları ile yapılan çalışmalara göre daha az spektoradyometre kullanan yayınlanmış çalışma vardır. Bunun nedenleri, nispeten yüksek maliyetleri ve ölçüm için dikkatli aydınlatma/görüntüleme koşullarının ayarlanması gereksinimleri olabilir(98).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamıza başlanmadan önce Afyon Sağlık Bilimleri Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı'nın 01.11.2019 tarih ve 2019/361 sayılı etik kurul onayı alındı. Bu çalışmanın örneklem büyüklüğünü belirlemek için Gx power 3.1.9.2 programı yardımıyla güç analizi yapılmıştır. Güç analizi sonucunda α anlamlılık düzeyi $\alpha = 0,05$ (%95 güven aralığında), etki büyüklüğü (effect size) $d=0,38$ olarak alınmış ve $(1-\beta)=0,80$ (%80) düzeyindeki güç için minimum örneklem büyüklüğü her bir grupta 10 olarak hesaplanmıştır.

3.1 Gereç

3.1.1 Çalışmada Kullanılan Dişler

Çalışmamızda toplam 210 adet insan küçük azı dişi kullanıldı. Küçük azı dişleri, Afyon Sağlık Bilimleri Fakültesi Ortodonti Ana Bilim Dalı'na tedavi için başvuran ve tedavi kararında küçük azı dişlerinin çekimi planlanan hastalardan elde edildi. Çekim işleminden önce çalışmamızla ilgili aydınlatılmış onam formu hastalara okutulup imzalatıldı. Kron kısmında çürük veya dolgu olan, yapısal bozukluğu bulunan, kron kısmı hasarlı olan dişler çalışma dışı bırakıldı(103).

3.1.2 Çalışmada Kullanılan Braketler

Çalışmamızda 3 çeşit braket kullanılmıştır.

3.1.2.1 3M Konvansiyonel Seramik Braket (3M Unitek, ABD)



Şekil 3. 1. 3M Clarity Advanced Seramik Braket (3M Unitek, ABD)

3.1.2.2 3M APC II seramik braket (APCII Adhesive Appliance System; 3MUnitek, ABD)

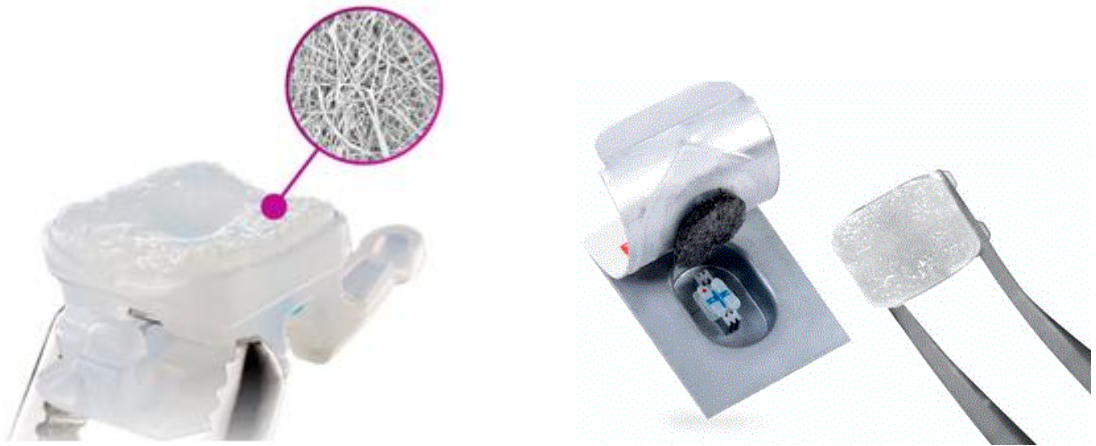
3M APC seramik braketlerin konvansiyonel seramik braketlerden farkı tabanına üretici firma tarafından daha önce yapıştırıcısı yerleştirildikten sonra tek tek paketlenmiş olarak kullanıma hazır olmasıdır(7).



Şekil 3. 2. 3M APC II Clarity Seramik Braket (APCII Adhesive Appliance System; 3MUnitek, ABD)

3.1.2.3 3M APC flashfree seramik braket (APC Flash-Free Adhesive Coated Appliance System, 3M Unitek, ABD)

Flash free seramik braketlerin APC seramik braketlerden farkı ise braketlerin tabanında 'non-woven mat' olarak tabir edilen süngerimsi bir yapı olması ve bu yapı sayesinde yapıştırma esnasında kompoziti tabanın dışına taşırmamasıdır(7).



Şekil 3. 3. 3M APC Flash-Free Seramik Braket (APC Flash-Free Adhesive Coated Appliance System, 3M Unitek, ABD)

3.1.3 Yapıştırıcı

Braketlerin dişlere yapıştırılması için bütün örnek dişlere, %37 lik fosforik asit 30 saniye süreyle uygulandı, ardından 30 saniye su ile yıkanıp kurutuldu. Daha sonra bütün dişlere primer (Transbond™ XT primer, 3M Unitek, Monrovia, California, USA) ve sadece 3M konvansiyonel seramik braketlere yapıştırıcı kompozit (Transbond™ XT Light Cure Adhesive, 3M Unitek, Monrovia, California, USA) uygulandı. Primer, ışık ile sertleşmekte, %45-55 Bis-EMA (Bisfenol A bis (2-hidroksietil eter) dimetakrilat) ve %45-55 Triethilen-GMA içermektedir. Yapıştırıcı kompozit rezin aynı şekilde ışıkla sertleşmekte ve %14 Bis GMA (Bisfenol A diglisidil eter dimetakrilat), %9 Bis EMA, %77 quartz silika partikülleri içermektedir(103).



Şekil 3. 4. 3M Transbond™ XT yapıştırıcı seti

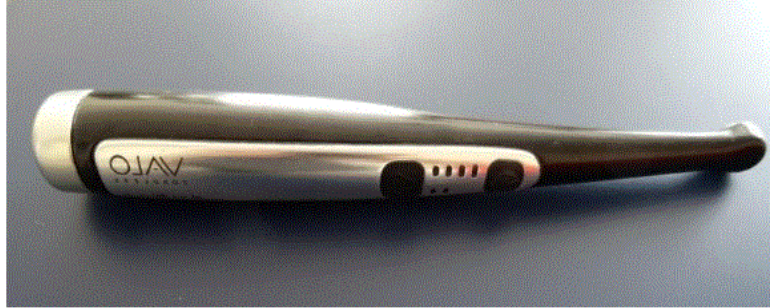
3.1.4 Işık Cihazı

Kompozitlerin polimerizasyonu için Valo Ortho Kablosuz Işık Cihazı (Valo, Ultradent Products Inc.USA) kullanıldı. Bu cihaz ışıkla sertleşen dental materyalleri polimerize etmek için yüksek şiddetli ışık üreten ve geniş dalga boyu aralığında (395-480 nm) özel ışık yayan bir diyot (LED) kullanır. Bu şiddetteki ışık seramik braketin içine nüfuz edebilir ve yapıştırıcıyı sertleştirebilir.

Valo kablosuz ışın cihazının 3 farklı modu vardır.

1. Standart modu: $1000\text{Mw}/\text{cm}^2$ yoğunlukta ışık verir ve 10 saniye kullanılması önerilir.
2. Yüksek güç modu: $1400\text{ mW}/\text{cm}^2$ yoğunlukta ışık verir ve mezial ve distalden 4'er saniye (toplam 8 saniye) kullanılması önerilir.

3. Ekstra yüksek güç modu: 3.200 mW/cm² yoğunlukta ışık verir ve mezial ve distalden 3'er saniye (toplam 6 saniye) kullanılması önerilir(104).



Şekil 3. 5. Valo Ortho Kablosuz Işık Cihazı

3.1.5 Termal Siklus Cihazı

Bütün örnekler Afyon Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvar'ında bulunan termal siklus cihazında (Esetron, MOD Dental, Ankara, Türkiye) işlem uygulandı. Termal döngü genel olarak estetik restoratif malzemelerin renk stabilitesini belirlemek üzere yaşlanma sürecini hızlandırmak için kullanılır. Dental materyallerin ağız içinde 1 yıllık kullanım süresini değerlendirmek için in vitro çalışmalarda 10.000 termal döngü yapılması gerektiği bildirilmiştir(105).



Şekil 3. 6. Termal Siklus Cihazı (Esetron, ESEMTEECO31601, MOD Dental, Ankara, Türkiye)

3.1.6 Örneklerin Bekletildiği Sıvılar

Çalışmamızda vişne suyu, kahve, kola ve Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi, Kimya Anabilim Dalı'nda hazırlanan yapay gastrik asit(106) ve yapay tükürük(107) kullanıldı. Örnekler vişne suyu, kola, kahve ve yapay tükürükte 3 gün,

mide asidinde ise 24 saat süreyle etüvde bekletilmiştir. Etüv cihazının sıcaklığı ağız içi sıcaklığı taklit etmek için 37°C'ye sabitlenmiştir.



Şekil 3. 7. Örneklerin Bekletildiği Sıvılar

Sıvıların pH ölçümü Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi, Kimya Anabilim Dalı'nda yapıldı. Çalışmada kullanılan sıvıların içeriği ve pH değerleri Tablo 3.1'de gösterilmiştir.

Tablo 3. 1. Örneklerin Bekletildiği Sıvılar

Ürün	İçerik	pH değeri	Bekleme süresi
Kahve	Çözünebilir kahve	5.0	3 gün
Kola (The Coca Cola Company, ABD)	Su, şeker, karbondioksit, renklendirici, kola özütü, kafein, asitliği düzenleyici (fosforik asit)	2.53	3 gün
Vişne suyu (The Coca Cola Company Cappy, ABD)	Su, Şeker(S)*, Vişne Suyu Konsantresi, Asitliği Düzenleyici (Sitrik Asit), Meyve ve Sebze Ekstraktı (Yaban Mersini, Havuç), Aroma Vericiler.	2.60	3 gün

Yapay Gastrik asit	0.06 M HCL Deiyonize suda %0.113 çözelti	1.2	24 saat
Yapay Tükürük	1.160 g/L sodyum klorid, 0.600 g/L kalsiyum klorid, 0.600 g/L potasyum fosfat, 1.491 g/L potasyum klorid, 0.050 g/L sodyum florid	6.93	3 gün

3.1.7 Renk Ölçüm Cihazı

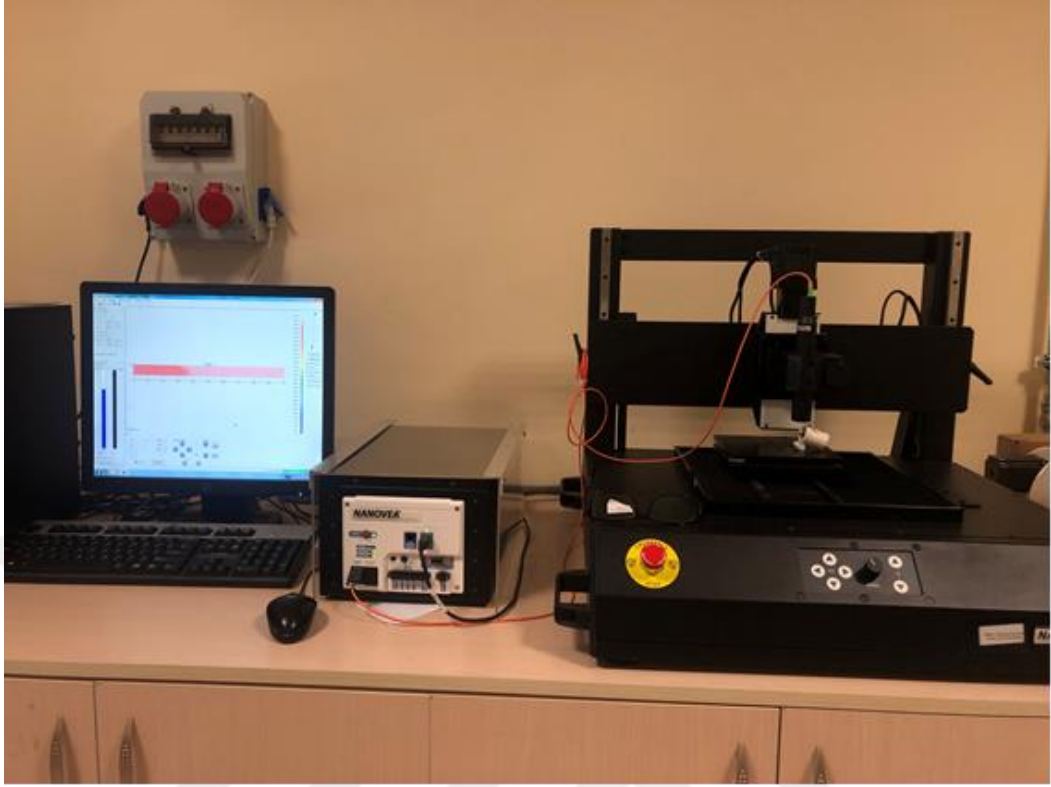
Braketlerin renk ölçümü Vita Easy Shade spektrofotometre (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ile yapıldı. Vita Easyshade küçük, kablosuz, taşınabilir, ekonomik, kontak-tip bir spektrofotometredir. Renk analiz işleminde yeterli renk bilgisi sağlamaya yardım eder.



Şekil 3. 8. Vita Easy Shade spektrofotometre (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)

3.1.8 Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Cihazı

Braket slot tabanlarının pürüzlülük ölçümü Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Makine Mühendisliği Yüzey Analiz Laboratuvarında bulunan 3 boyutlu optik profilometre (NANOVEA, ST400, Profilometer) ile yapıldı. Bu yöntem temassız bir yöntemdir, yüzeyi aydınlatmak için bir lazer ışını kullanır ve malzemenin 3 boyutlu profilini ölçer.



Şekil 3. 9. 3 boyutlu optik profilometre cihazı (NANOVEA, ST400, Profilometer)

3.1.9 Universal Test Cihazı

Bağlanma dayanımı testleri İnstron universal test cihazıyla yapılır. Brakette kopma olana kadar cihazın kuvvet yükleme ucu dakikada 0.5-1 mm hızla, braketin tabanına paralel yönde ve tek noktadan hareket eder. Braketin koptuğu andaki kuvvet değeri cihaza bağlanan bir bilgisayar yardımı ile kaydedilir.

Braketlerin bağlanma dayanımlarını ölçmek amacıyla örneklere Afyon Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvar'ın da bulunan Universal Test Cihazı (Esetron, ESEMIN5TD20116, MOD Dental, Ankara, Türkiye) ile sıyırma testi uygulandı. Sıyırma testinde kullanılan uç braketin ligatür oluşuna paralel olacak şekilde ve hızı 0,5 mm/dk olacak şekilde ayarlandı(108).



Şekil 3. 10. Universal Test Cihazı (Esetron, ESEMIN5TD20116, MOD Dental, Ankara, Türkiye)

3.2 Yöntem

3.2.1 Dişlerin Saklanma Koşulları

Çekim işlemini takiben dişlerin üzerindeki artıklar mikroorganizma üremesini engellemek için yıkanıp uzaklaştırıldı. Daha sonra dişler çalışma yapılana kadar oda sıcaklığında ve karanlık ortamda % 0,1'lik timol solüsyonunda bekletildi ve solüsyon her ay yenilendi.

3.2.2 Akrilik Blokların Hazırlanması ve Dişlerin Gömülmesi

Dişler, deneylerin rahat uygulanabilmesi için otopolimerizan akril (Imicryl, Türkiye) içine gömüldü. Bunun için 2 mm çapında ve 15 cm uzunluğunda plastik silindir kalıplar hazırlandı. Akril tozu ve sıvısı karıştırılıp kalıp içine döküldü ve dişler yer düzlemine dik olacak şekilde içine yerleştirildi, akril tamamen polimerize olana kadar beklenildi. Dişlerin kuron kısmına akril gelmemesine özen gösterildi. Akril tamamen polimerize olduktan sonra plastik kalıptan çıkarıldı ve diğer işlemler uygulanana kadar diş yüzeylerinin kurumaması için distile su içerisinde bekletildi.



Şekil 3. 11. Akрил İçine G    len ve numaralandırılan   nek Dişler



Şekil 3. 12. Braketi Yapıştırılan Diş   rneği

3.2.3 Dişlerin Temizlenmesi ve Hazırlanması

Akrilik kalıba alınan dişlerin braket yapışıcak olan bukkal y  zeyleri d  ş  k devirli mikromotor yardımıyla lastik fır  a ve florsuz pat kullanılarak temizlendi.

3.2.4 Braketlerin Yapıştırılması

Braketlerin diş üzerine yapıştırılma işlemleri üretici firmanın önerileri doğrultusunda gerçekleştirildi.

Diş yüzeyleri temizlendikten sonra diş hekimliğinde standart olarak kullanılan %37 lik fosforik asit (Universal Etchant, 3M ESPE, Germany) 30 saniye boyunca uygulanarak dişlerin yüzeyleri pürüzlendirildi ve 30 saniye yıkanıp, 30 saniye kurutuldu. Daha sonra astar olarak Transbond XT primer (3M Unitek, Monrovia, California, USA) bir fırça yardımıyla ince bir tabaka halinde dişe uygulandı.

Primer uygulanan dişler 3 çeşit braket yapıştırılmak üzere rastgele 3 gruba ayrıldı:

Birinci gruptaki dişler için 3M konvansiyonel seramik braketlerin (3M Unitek, ABD) tabanına yeterli miktarda Transbond XT (3M Unitek, Monrovia, California, USA) kompozit uygulandı ve dişlerin üzerine yerleştirildi. Yapıştırıcının diş üzerine ve braket tabanına tam temasını sağlamak için bir sond yardımıyla braketin hafif basınç uygulandı, taşan kompozit artıkları temizlendi ve kompozitin polimerizasyonunu sağlamak amacıyla braketler Valo Ortho Kablosuz Işık Cihazı (Valo, Ultradent Products Inc.,USA) ile ekstra yüksek güç modunda, mezial ve distal kenardan 3'er saniye ışınladı(109).

İkinci gruptaki dişlere tabanında hazır kompozit bulunan 3M APC II seramik braketler (APC II Adhesive Appliance System; 3MUnitek) yerleştirildi ve sond ile bastırılarak taşkın kompozit temizlendi. Valo Ortho Kablosuz Işık Cihazı (Valo, Ultradent Products Inc.,USA) ile ekstra yüksek güç modunda braketlerin mezial ve distalinden 3'er saniye ışınladı.

Üçüncü gruptaki dişlere ise yine tabanında hazır kompozit bulunan 3M APC Flash-free seramik braketler (APC Flash-Free Adhesive Coated Appliance System, 3M Unitek) uygulandı ve sond ile hafifçe bastırıldı. Flash free braketler tabanındaki özel süngerimsi yapı sayesinde taşkın kompozit oluşturmadığı için bu grupta kompozit temizleme aşaması yapılmamıştır. Daha sonra aynı şekilde Valo Ortho Kablosuz Işık Cihazı (Valo, Ultradent Products Inc.,USA) ile ekstra yüksek güç modunda braketlerin mezial ve distalinden 3'er saniye ışınladı.

3.2.5 Termal Siklus Uygulanması

Dişlere braketler yapıştırıldıktan sonra polimerizasyonun tamamlanması amacıyla örnekler 24 saat süreyle 37°C distile suda bekletildi. Önceki çalışmalarda ağız içindeki sıcaklık değişiminin tüketilen gıdaların sıcaklığına bağlı olarak +5 ve +55 derece arasında değiştiği tespit edilmiştir(13). Çalışmamızda ağız içindeki sıcaklık değişimlerini taklit edebilmek için termal siklus cihazının sıcak ve soğuk tankları sırasıyla 55°C ve 5 °C ye ayarlandı. Cihazın sepetine konulan örnekler, Serrano ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışma örnek alınarak her döngüde soğuk ve sıcak su tankında 30'ar saniye, tanklar arası transfer sürecinde de 5 saniye olacak şekilde bekletildi ve termal siklus uygulaması 10.000 döngüde tamamlandı (12).

3.2.6 Renk ölçümü

Bütün örneklerin başlangıç renk ölçümü örnekler termal siklus işlemine alınmadan önce, işlemten sonra, sıvılarda bekletildikten 24 saat ve 3. gün sonunda Vita Easy Shade spektrofotometre (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) cihazı ile yapıldı. Bu cihaz renk ölçüm değerlerini CIE Lab sistemi üzerinden vermektedir. CIE Lab ($L^*a^*b^*$) sistemi, bir rengi üç boyutlu renk uzayındaki konumuna göre belirler. L^* koordinatı açıklığı, a^* rengin kırmızı-yeşil eksen üzerindeki konumunu ve b^* rengin sarı-mavi eksen üzerindeki konumunu temsil eder. CIE sistemleri (özellikle Lab), rengi ölçmenin ve belirlemenin önemli yollarıdır ve birçok renk yönetimi işleminde kullanılır(85). Her ölçümden önce cihazın üzerinde beyaz seramik blok ile cihazın kalibrasyonu yapıldı. Ölçümlerde belli bir standardizasyon sağlamak için örneklerin altına beyaz bir fon kağıdı konuldu ve gün ışığı altında aynı kişi tarafından ölçüm yapıldı. Ölçüm yaparken cihazın ucunun yere paralel ve örneklerle dik olması sağlandı. 2 hafta sonra rasgele seçilen 20 örnek için aynı araştırmacı tarafından aynı ölçümler tekrar yapıldı. Tekrarlayan ölçümler arasındaki intrakolerasyon katsayısı hesaplandı.



Şekil 3. 13. Vita Easy Shade spektrofotometre (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) cihazı ile renk ölçümü yapılması

3.2.7 Pürüzlülük Ölçümü

Örneklerin braket slot pürüzlülük ölçümü termal siklus işleminden önce, sonra ve sıvılarda bekletildikten sonra Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Fakültesinde bulunan üç boyutlu optik profilometre (NANOVEA, ST400, Profilometer) ile yapıldı. Cihazın hassasiyeti 2 nm ve frekansı 400 Hz olarak ayarlandı ve her braketin slot tabanında toplam 0.1mm x 1 mm bir alan tarandı. Tüm örneklerde, braket slotunun mezial kenarından ölçüm yapılarak standardizasyon sağlandı.

3.2.8 Bağlanma Dayanımı Testi Uygulanması

Renk ve pürüzlülük ölçümü yapılan örneklerle kopma dayanımını ölçmek amacıyla Afyon Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında bulunan Universal Test Cihazında (Esetron, MOD Dental, Ankara, Türkiye) sıyırma testi uygulandı. Bu cihazın hareketli bir üst tablası ve sabit bir alt parçası mevcuttur. Örnekler braketin tabanı yer düzlemine paralel olacak şekilde alt parçaya yerleştirildi. Hareketli üst parçaya ise braketlere kuvvet uygulamak için metal bir çubuk yerleştirildi. Çubuğun hızı 0.5 mm/dakika olacak şekilde ayarlandı ve braket kopana kadar kuvvet uygulandı. Kuvvet değerleri cihaza bağlı bir bilgisayar yardımıyla takip edildi ve en

küçük kuvvet Newton biriminden kaydedildi. Newton cinsinden kaydedilen kuvvet braketin taban alanına bölündü ve Megapaskal'a (MPa) çevrildi.



Şekil 3. 14. Universal test cihazında (Esetron, ESEMIN5TD20116, MOD Dental, Ankara, Türkiye) braketlere sıyrma testi uygulanması

3.2.9 Arı Skorunun Değerlendirilmesi

Braketler diş yüzeyinden ayrıldıktan sonra AFSÜ Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Ana Bilim Dalı'nda bulunan ışık mikroskobu (Zumax, OMS2380, Çin) yardımıyla diş yüzeyleri incelendi ve dişler üzerinde kalan artık kompozit, Årtun ve Bergland tarafından tanımlanan Artık Adeziv İndeksi (AAİ) (Adhesive RemnantIndex =ARI) kullanılarak sınıflandırıldı. (110,111)

ARI skoru 0: Diş yüzeyinde hiç adeziv kalmamıştır.

ARI skoru 1: Adezivin %50' den azı diş yüzeyinde kalmıştır.

ARI skoru 2: Adezivin %50' den fazlası diş yüzeyinde kalmıştır.

ARI skoru 3: Tüm adeziv diş yüzeyinde kalmıştır.

Tüm ölçümlerin tekrarlanabilirliğini test etmek için rasgele seçilen 20 örnek aynı araştırımcı tarafından 2 hafta sonra tekrar mikroskop altında incelendi ve artık adeziv miktarı ARI skoru kullanılarak tekrar sınıflandırıldı. Tekrarlayan sınıflamalar arası intrakolerasyon katsayısı hesaplandı.

3.3 İstatiksel Değerlendirme

Çalışmamızda elde edilen veriler SPSS (Statistical Package for Social Science) (Ver:22) programına yüklenmiştir. Verilerin normal dağılıp dağılmadığına bakmak için normalite testi (Shapiro-Wilk) uygulanmıştır. Parametrik test varsayımları yerine getirilen deney sonuçlarında (One-Way ANOVA - Tukey) Varyans Analizi, parametrik test varsayımları yerine getirilmeyen deney sonuçlarında Kruskal-Wallis testi – Tamhane testi uygulandı. Yanılma düzeyi 0.05 alındı.

4. BULGULAR

4.1 Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Sonuçları

4.1.1 Başlangıç Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri

Çalışmamızda kullanılan 3M konvansiyonel, 3M APC II, 3M APC Flash-free seramik braketlerin slot tabanı yüzey pürüzlülüğü değerleri incelendiğinde, aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Braketlerin başlangıç ortalama yüzey pürüzlülük değerleri ve standart sapmaları Tablo 4.1 de gösterilmiştir.

Tablo 4. 1. Başlangıç pürüzlülük değerleri

Braket	n	Ortalama(mikron)	SD
Konvansiyonel	70	0,129 ^a	0,016
APC	70	0,130 ^a	0,008
Flash free	70	0,132 ^a	0,009

4.1.2 Deney Sonrası Yüzey Pürüzlülüğü Değerleri

Üç farklı brakete ait her gruptaki 10 örneğin farklı pH değerindeki sıvılarda bekletilmeden önce ve bekletildikten sonraki ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri ve standart sapmaları tablo 4.2’ de gösterilmiştir.

Tablo 4. 2. Örneklerin sıvılarda bekletilmeden önce ve bekletildikten sonraki ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri

Solüsyon Braket tipi	BAŞLANGIÇ Ortalama ± sd (n=10)	Termal siklus Ortalama ± sd (n=10)	Kola Ortalama ± sd (n=10)	Kahve Ortalama± sd (n=10)	Vişne suyu Ortalama ± sd (n=10)	Mide asidi Ortalama ± sd (n=10)	Yapay Tükürük Ortalama + sd (n=10)	P
Konvansi yonel (Ra)	0,129 ± 0,016 ^{ab}	0,142 ± 0,031 ^{ab}	0,261 ± 0,015 ^{ab}	0,257 ± 0,008 ^{ab}	0,264 ± 0,015 ^{ab}	0,279 ± 0,054 ^{ab}	0,147 ± 0,017 ^{ab}	0,00* a
APC (Ra)	0,130 ± 0,008 ^{ab}	0,144 ± 0,017 ^{ab}	0,271 ± 0,049 ^{ab}	0,264 ± 0,044 ^{ab}	0,268 ± 0,035 ^{ab}	0,285 ± 0,040 ^{ab}	0,150 ± 0,025 ^{ab}	0,00* a
Flash free (Ra)	0,132 ± 0,009 ^{ab}	0,146 ± 0,015 ^{ab}	0,273 ± 0,031 ^{ab}	0,267 ± 0,017 ^{ab}	0,270 ± 0,038 ^{ab}	0,289 ± 0,045 ^{ab}	0,151 ± 0,022 ^{ab}	0,03* a
P	0,831	0,925a	0,610 a	0,678	0,833 a	0,998 a	0,920a	

- farklı büyük harfler aynı satırda gruplar arasındaki istatistiksel farklılığı göstermektedir

- farklı küçük harfler aynı sütunda gruplar arasındaki istatistiksel farklılığı göstermektedir

- Ra: Ortalama pürüzlülük değeri

- Ω : Kruskal Wallis Testi

- *: $p < 0.05$

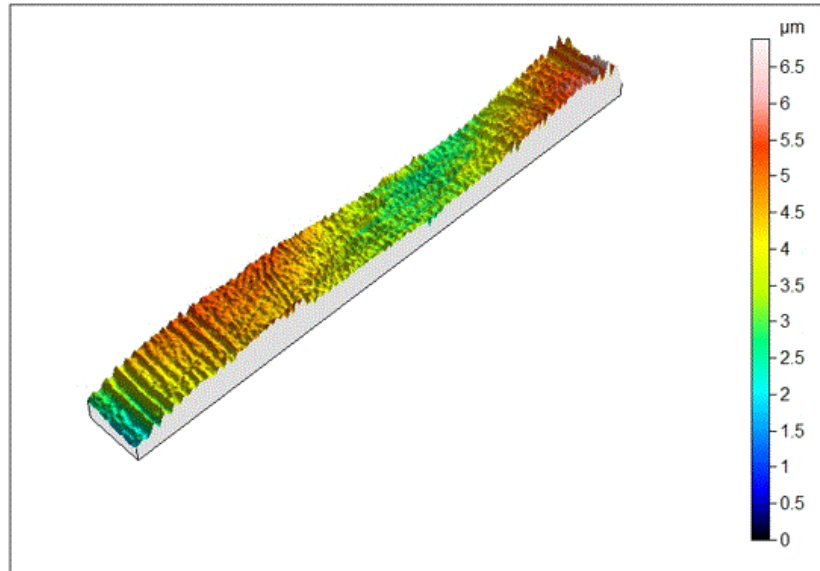
Braket slot tabanlarının Ra değerleri incelendiğinde grup içi karşılaştırma sonuçlarında her üç braket grubunda da anlamlı farklılıklar bulundu.

Farklı pH' daki sıvılar arasında slot tabanı pürüzlülüğünü en çok etkileyen sıvılar mide asidi ve vişne suyu iken, termal siklus uygulanması en az etkilemiştir.

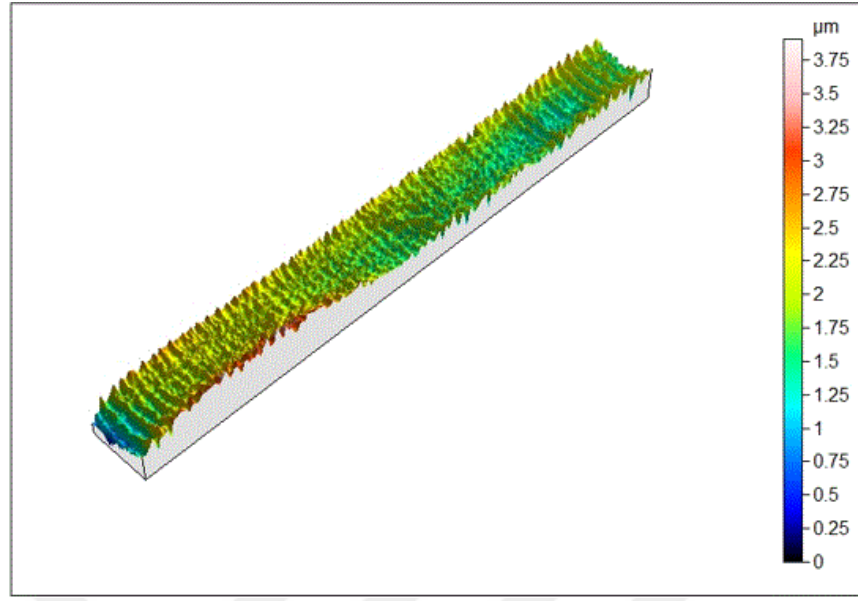
4.1.2 Konvansiyonel seramik braketlerin deney sonrası yüzey pürüzlülüğü bulguları

Konvansiyonel seramik braketlerin pürüzlülük değerleri incelendiğinde, termal siklus uygulamasının başlangıç pürüzlülük değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı değişikliğe yol açmadığı gözlenmiştir. Farklı pH değerindeki sıvılar slot tabanı pürüzlülük değerini termal siklus uygulamasına göre anlamlı derecede artırmıştır.

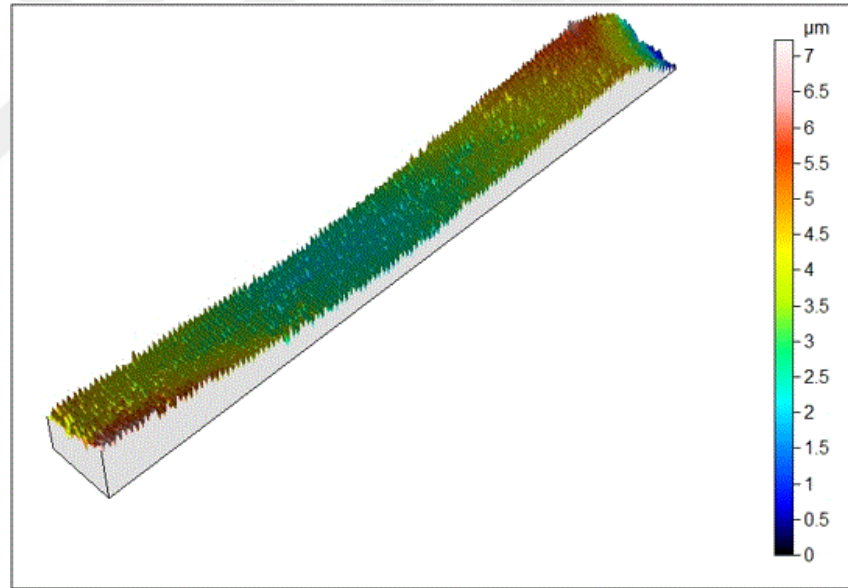
Ancak kola, kahve, vişne suyu ve mide asidi içinde bekletilen braketlerin slot tabanı pürüzlülük değerleri kendi arasında benzer bulunmuştur ($p > 0.05$).



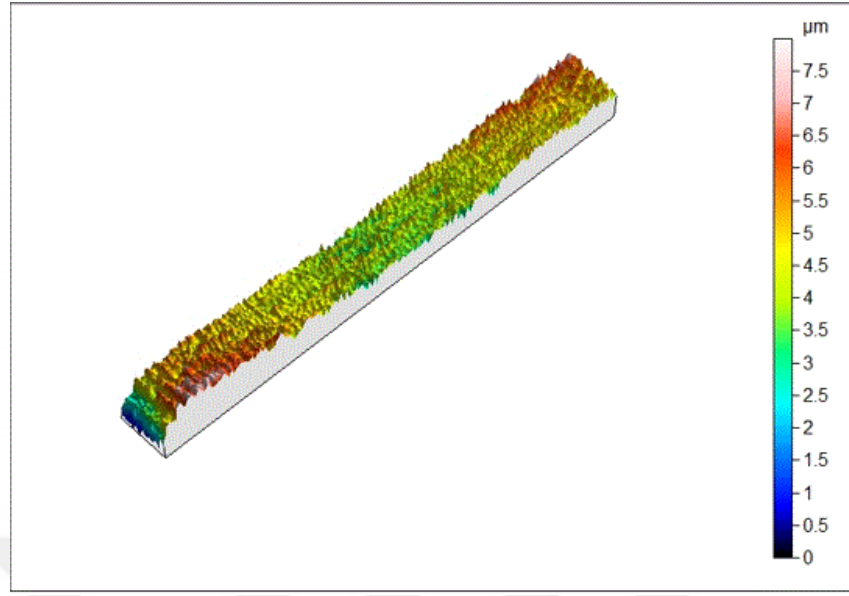
Şekil 4. 1. Konvansiyonel braketlerin başlangıç slot tabanı optik profilometre görüntüsü



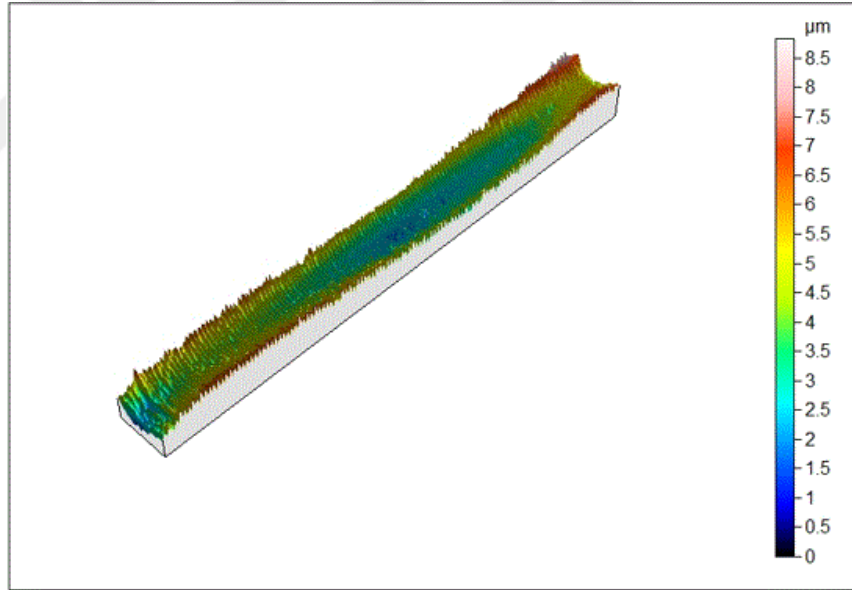
Şekil 4. 2. Konvansiyonel braketlerin termal siklus uygulandıktan sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü



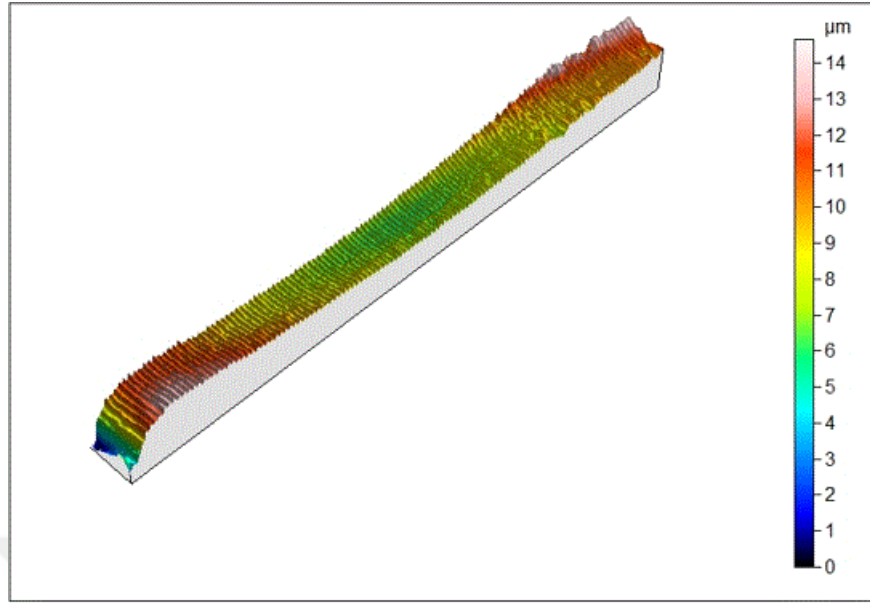
Şekil 4. 3. Konvansiyonel braketlerin kahvede bekledikten sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü



Şekil 4. 4. Konvansiyonel braketlerin kolada bekledikten sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü



Şekil 4. 5. Konvansiyonel braketlerin mide asidinde bekledikten sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü

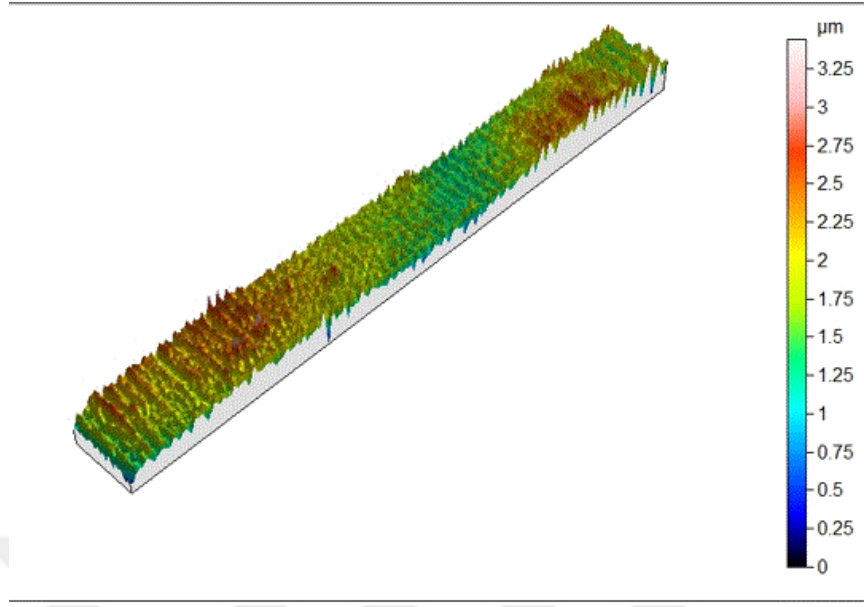


Şekil 4. 6. Konvansiyonel braketlerin vişne suyunda bekledikten sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü

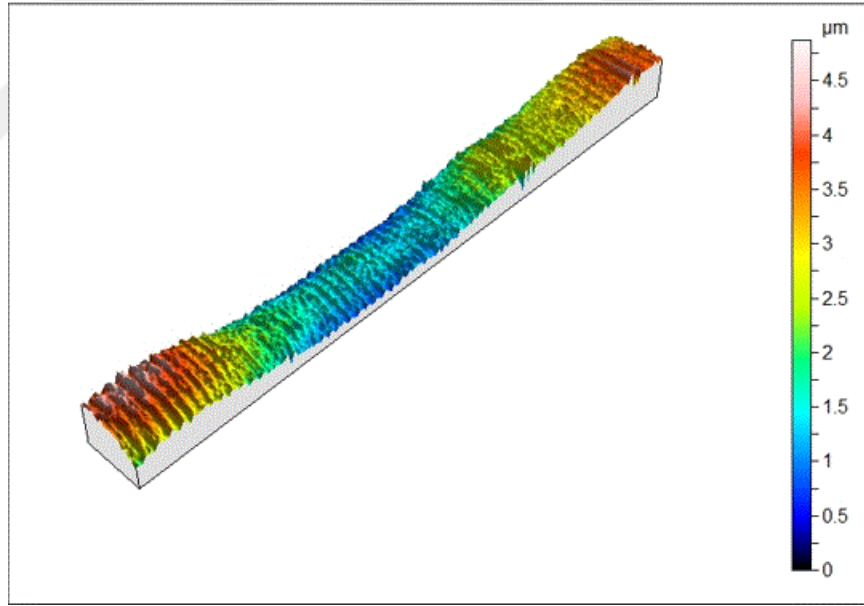
4.1.3 APC II seramik braketlerin deney sonrası yüzey pürüzlülüğü bulguları

APC II seramik braketlerin pürüzlülük değerleri incelendiğinde, termal siklus uygulamasının başlangıç pürüzlülük değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı değişikliğe yol açmadığı gözlenmiştir. Farklı pH değerindeki (kola, kahve, vişne suyu ve mide asidi) sıvılar slot tabanı pürüzlülük değerini termal siklus uygulamasına göre anlamlı derecede artırmıştır.

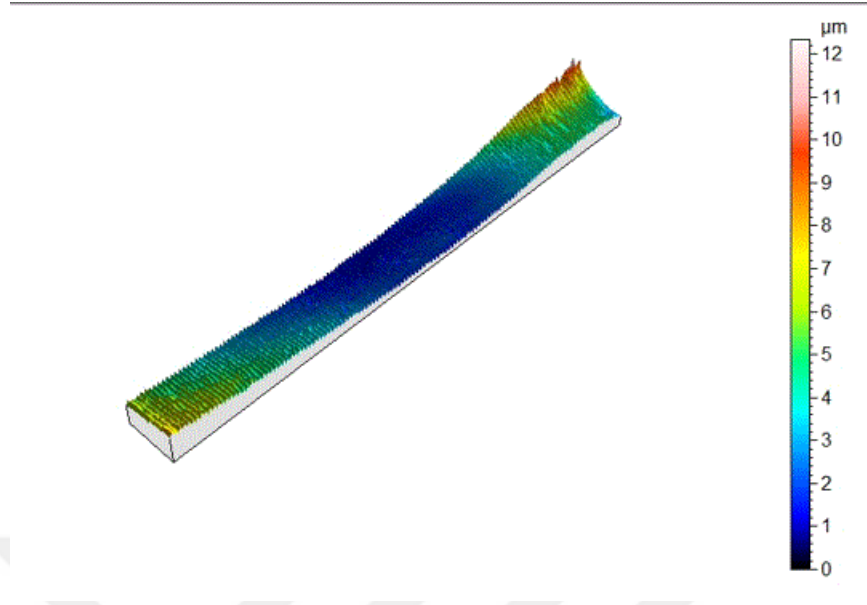
Ancak kola, kahve, vişne suyu ve mide asidi içinde bekletilen braketlerin slot tabanı pürüzlülük değerleri kendi arasında benzer bulunmuştur.



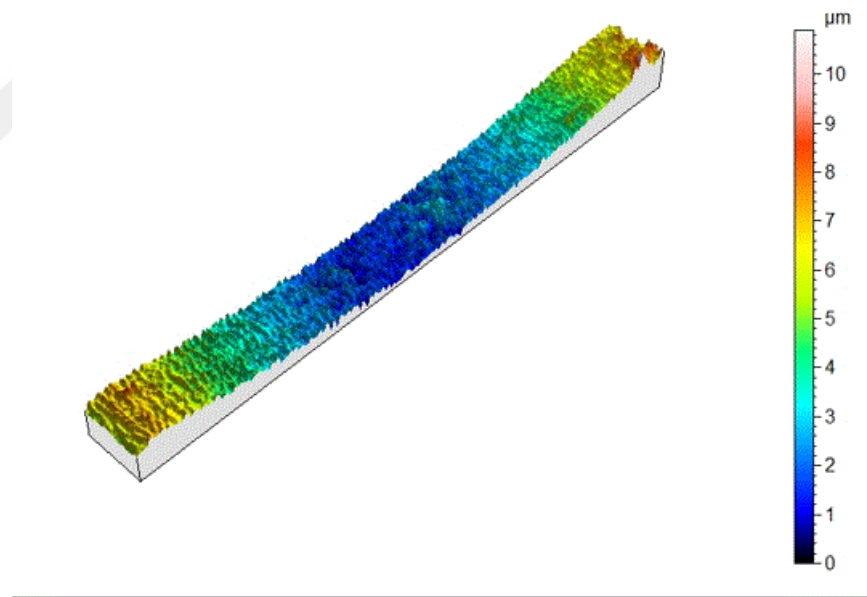
Şekil 4. 7. APC II seramik braketlerin başlangıç slot tabanı optik profilometre görüntüsü



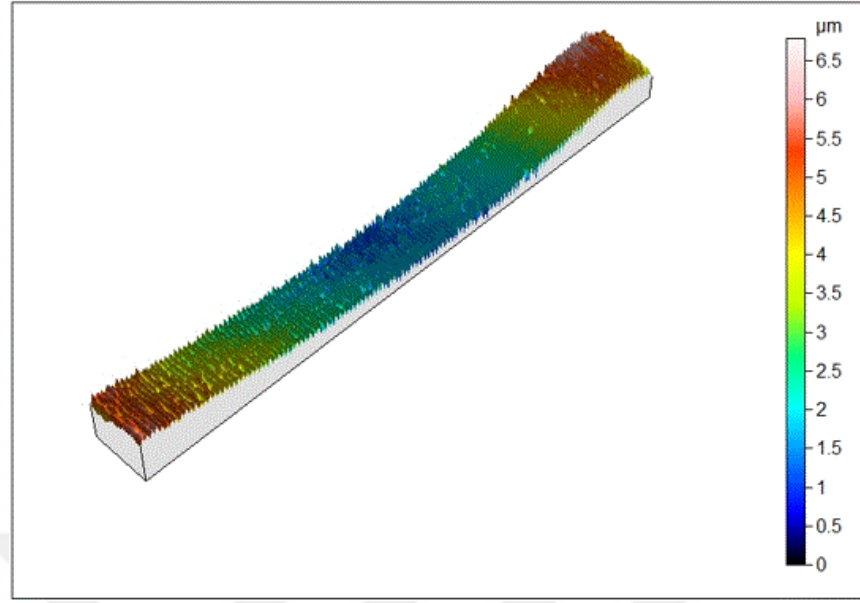
Şekil 4. 8. APC II seramik braketlerin termal siklus uygulandıktan sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü



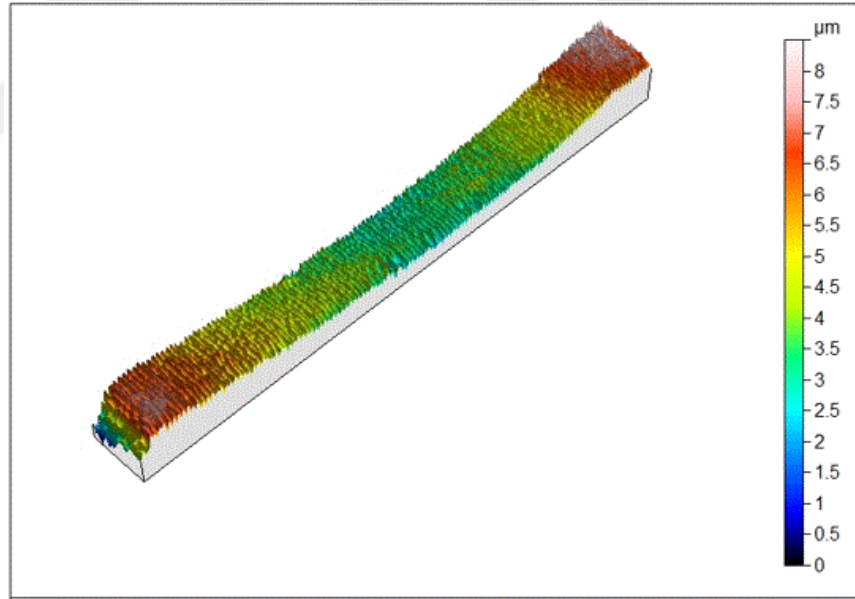
Şekil 4. 9. APC II seramik braketlerin kahvede bekledikten sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü



Şekil 4. 10. APC II seramik braketlerin kolada bekledikten sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü



Şekil 4. 11. APC II seramik braketlerin mide asidinde bekledikten sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü



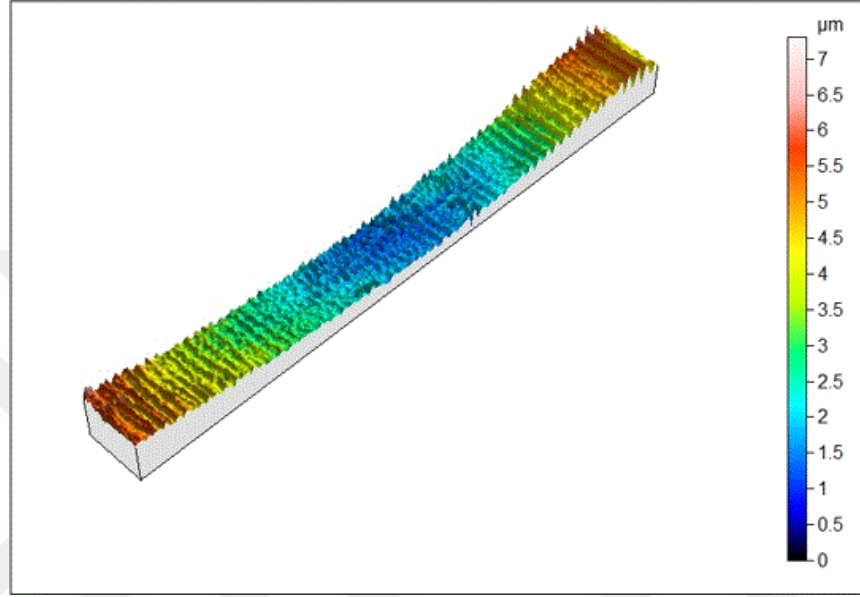
Şekil 4. 12. APC II seramik braketlerin vişne suyunda bekledikten sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü

4.1.4 APC Flash-free seramik braketlerin deney sonrası yüzey pürüzlülüğü bulguları

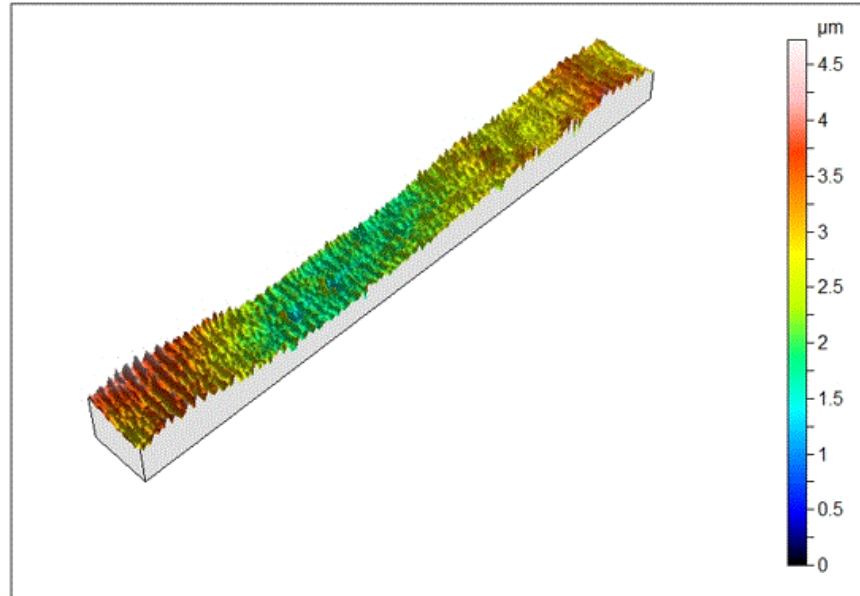
APC Flash-free seramik braketlerin pürüzlülük değerleri incelendiğinde, termal siklus uygulamasının başlangıç pürüzlülük değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı değişikliğe yol açmadığı gözlenmiştir. Farklı pH değerindeki (kola, kahve, vişne suyu ve mide

asidi) sıvılar slot tabanı pürüzlülük değerini termal siklus uygulamasına göre anlamlı derecede artırmıştır.

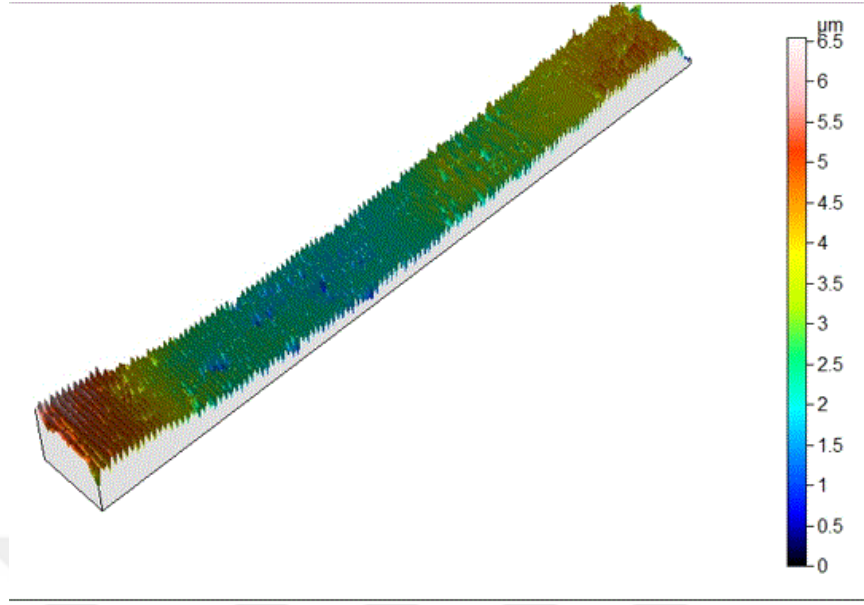
Ancak kola, kahve, vişne suyu ve mide asidi içinde bekletilen braketlerin slot tabanı pürüzlülük değerleri kendi arasında benzer bulunmuştur.



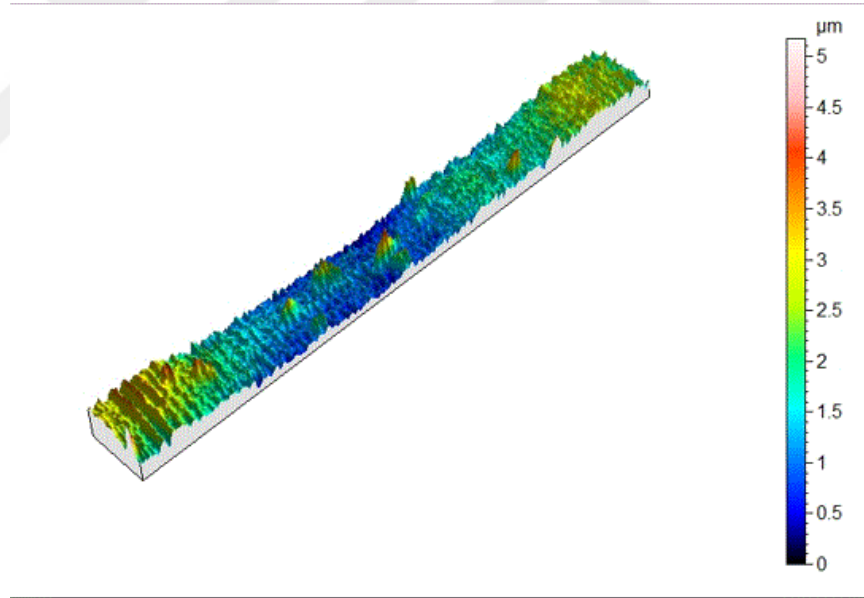
Şekil 4. 13. APC Flash-free seramik braketlerin başlangıç slot tabanı optik profilometre görüntüsü



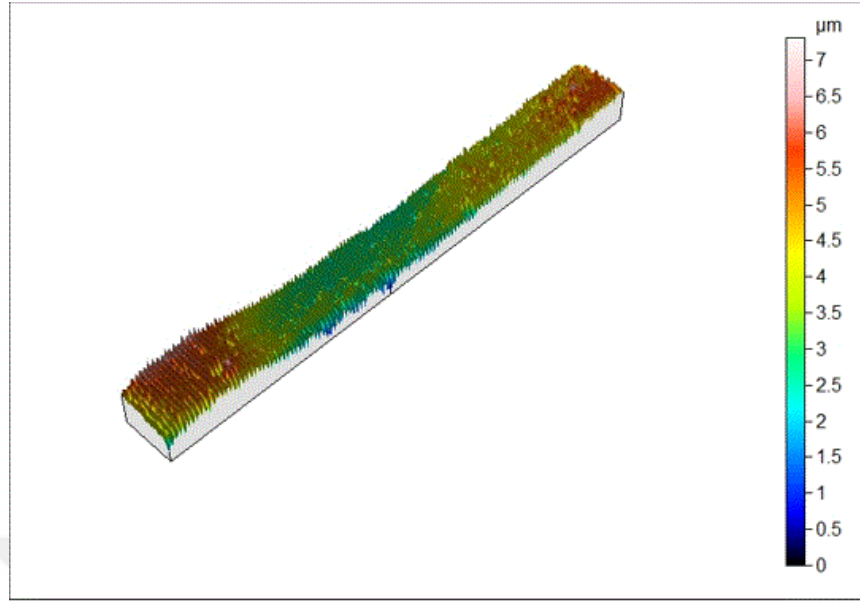
Şekil 4. 14. APC Flash-free seramik braketlerin termal siklus uygulandıktan sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü



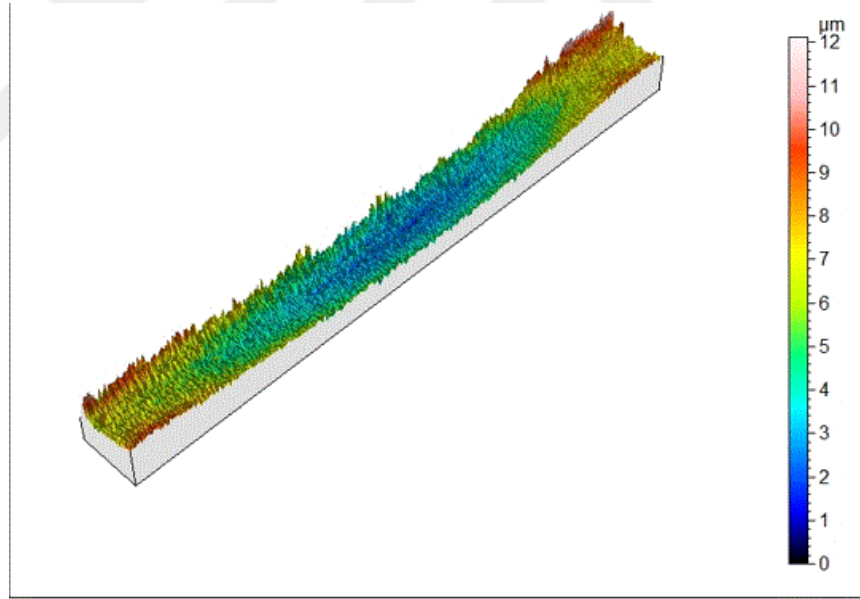
Şekil 4. 15. APC Flash-free seramik braketlerin kahvede bekledikten sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü



Şekil 4. 16. APC Flash-free seramik braketlerin kolada bekledikten sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü



Şekil 4. 17. APC Flash-free seramik braketlerin mide asidinde bekledikten sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü



Şekil 4. 18. APC Flash-free seramik braketlerin vişne suyunda bekledikten sonra slot tabanı optik profilometre görüntüsü

4.1.5 Pürüzlülük Genel Bulgular

Termal siklus uygulanan ve aynı sıvılarda bekletilen farklı braketlerin arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır.

4.2 Renk Ölçüm Bulguları

Tablo 4. 3. Renk değişimi 24. saat $\Delta E1$ değerleri

Solüsyon Braket tipi	Termal siklus Ortalama $\pm$ sd	Yapay tükrük Ortalama $\pm$ sd	Kola Ortalama $\pm$ sd	Kahve Ortalama $\pm$ sd	Vişne suyu Ortalama $\pm$ sd	Mide asidi Ortalama $\pm$ sd	P
Konvansiyonel ($\Delta E1$)	1,18 $\pm$ 0,34 ^{Aa}	1,87 $\pm$ 0,35 ^{Ba}	2,75 $\pm$ 0,39 ^{BCDa}	2,33 $\pm$ 0,22 ^{BDa}	2,34 $\pm$ 0,38 ^{BCa}	3,19 $\pm$ 0,30 ^{Ba}	0,00* Ω
APC ($\Delta E1$)	1,20 $\pm$ 0,27 ^{Aa}	1,75 $\pm$ 0,31 ^{ABDa}	2,80 $\pm$ 0,28 ^{Cda}	2,66 $\pm$ 0,84 ^{CDEa}	2,34 $\pm$ 0,22 ^{BCDa}	3,16 $\pm$ 0,33 ^{CEa}	0,00* Ω
Flash free ($\Delta E1$)	1,28 $\pm$ 0,26 ^{ABa}	1,77 $\pm$ 0,29 ^{ABEa}	2,79 $\pm$ 0,52 ^{CDEfa}	2,43 $\pm$ 0,53 ^{CDEa}	2,21 $\pm$ 0,41 ^{BCDEa}	3,11 $\pm$ 0,28 ^{CEa}	0,00* Ω
P	0,668	0,801	0,961	0,818	0,671	0,916	

- farklı büyük harfler aynı satırda gruplar arasındaki istatistiksel farklılığı göstermektedir
- farklı küçük harfler aynı sütunda gruplar arasındaki istatistiksel farklılığı göstermektedir
- Ω : Kruskal Wallis Testi
- *: $p < 0.05$
- $\Delta E1$: Başlangıç ve 24.saat arasındaki renk farkı

Tablo 4. 4. Renk değişimi 3. gün $\Delta E2$ değerleri

- farklı büyük harfler aynı satırda gruplar arasındaki istatistiksel farklılığı göstermektedir

Solüsyon Braket tipi	Termal siklus Ortalama $\pm$ sd	Yapay tükrük Ortalama $\pm$ sd	Kola Ortalama $\pm$ sd	Kahve Ortalama $\pm$ sd	Vişne suyu Ortalama $\pm$ sd	Mide asidi Ortalama $\pm$ sd	P
Konvansiyonel ($\Delta E2$)	1,18 $\pm$ 0,34 ^{Aa}	2,96 $\pm$ 0,23 ^{Ba}	5,01 $\pm$ 0,32 ^{Ca}	4,50 $\pm$ 0,39 ^{Ca}	3,45 $\pm$ 0,25 ^{Ba}	3,19 $\pm$ 0,30 ^{Ba}	0,00* Ω
APC ($\Delta E2$)	1,20 $\pm$ 0,27 ^{Aa}	2,98 $\pm$ 0,26 ^{Ba}	5,00 $\pm$ 0,33 ^{Ca}	4,76 $\pm$ 0,55 ^{Ca}	3,42 $\pm$ 0,31 ^{Ba}	3,16 $\pm$ 0,33 ^{Ba}	0,00* Ω
Flash free ($\Delta E2$)	1,28 $\pm$ 0,26 ^{Aa}	2,90 $\pm$ 0,19 ^{Ba}	5,07 $\pm$ 0,23 ^{Ca}	4,60 $\pm$ 0,34 ^{Ca}	3,30 $\pm$ 0,27 ^{Ba}	3,11 $\pm$ 0,28 ^{Ba}	0,00* Ω
P	0,668 Ω	0,552	0,865	0,581	0,336	0,916	

- farklı küçük harfler aynı sütunda gruplar arasındaki istatistiksel farklılığı göstermektedir
- Ω : Kruskal Wallis Testi
- *: $p < 0.05$
- $\Delta E2$: Başlangıç ve 3.gün arasındaki renk farkı

Üç farklı brakete ait her gruptaki 10 örneğin termal siklus uygulaması öncesinde, termal siklus uygulandıktan sonra ve farklı pH değerine sahip sıvılarda bekletildikten 24 saat ve 3 gün sonraki ortalama renk değişimi değerleri ve standart sapmaları tablo 4.3 ve 4.4'te gösterilmiştir.

Farklı pH'daki sıvılar içerisinde, materyallerin $\Delta E1$ (başlangıç ve 24.saat arasındaki fark) değerlerini en çok etkileyen sıvının mide asidi olduğu görülmüştür. Termal siklus uygulaması ve yapay tükürük ise $\Delta E1$ değerlerinde düşük derecede farklılığa neden olmuştur.

Farklı pH'daki sıvılar içerisinde, materyallerin $\Delta E2$ (başlangıç ve 3.gün arasındaki fark) değerlerini en çok etkileyen sıvıların kola ve kahve olduğu görülürken, termal siklus uygulaması en az renk değişimine sebep olmuştur.

Braketlerin, alt gruplarının $\Delta E1$ ve $\Delta E2$ değerleri incelendiğinde; grup içi karşılaştırmalar sonucunda konvansiyonel, APC II ve APC Flash-free seramik braketlerin $\Delta E1$ ve $\Delta E2$ değerlerinde anlamlı farklılık olduğu görülmüştür.

4.2.1 Konvansiyonel seramik Braketlerin Deney Sonrası Renk Değişimi Bulguları

Konvansiyonel braketlerin farklı pH'lardaki sıvılarda bekletildikten sonra ölçülen $\Delta E1$ ve $\Delta E2$ değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$).

$\Delta E1$ değerleri incelendiğinde en fazla renk değişimi mide asidinde görülmüştür. Mide asidinde bekletilen örneklerin kola ile arasında anlamlı bir fark bulunmazken mide asidi ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. En düşük renk değişimi ise termal siklusa görülmüştür. Termal siklus uygulaması ile yapay tükürük arasında anlamlı fark bulunmazken termal siklus uygulaması ve farklı pH sıvıları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$).

$\Delta E2$ değerleri incelendiğinde grup içi karşılaştırmada en fazla renk değişimi kolada görülmüştür. Kolada bekletilen örneklerin diğer tüm gruplar ile arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. En düşük renk değişimi ise termal siklusa görülmüştür. Termal siklusa bekletilen örneklerin diğer tüm gruplar ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

4.2.2 APC II Seramik Braketlerin Deney Sonrası Renk Değişimi Bulguları

APC II seramik braketlerin farklı pH'lardaki sıvılarda bekletildikten sonra ölçülen $\Delta E1$ ve $\Delta E2$ değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$).

$\Delta E1$ değerleri incelendiğinde en fazla renk değişimi mide asidinde görülmüştür. Mide asidinde bekletilen örneklerin kahve ve kola ile arasında anlamlı bir fark bulunmazken, mide asidi ile diğer gruplar arasında anlamlı farklılık vardır. En düşük renk değişimi ise termal siklusta görülmüştür. Termal siklus uygulanan örneklerin yapay tükürük ile aralarında anlamlı fark bulunmazken diğer gruplar ile termal siklus grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

$\Delta E2$ değerleri incelendiğinde en fazla renk değişimi kolada bekletilen örneklerde görülmüştür. Kolada bekletilen örneklerin kahvede bekletilen örnekler ile arasında anlamlı fark bulunmazken diğer gruplar ile kola grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. En düşük renk değişimi ise termal siklusta görülmüştür. Termal siklusta bekletilen örneklerin diğer tüm gruplar ile arasında anlamlı fark bulunmuştu.

4.2.3 APC Flash-free Seramik Braketlerin Deney Sonrası Renk Değişimi Bulguları

$\Delta E1$ değerleri incelendiğinde en fazla renk değişimi mide asidinde görülmüştür. Mide asidinde bekletilen örneklerin kolada bekletilen örnekler ile arasında anlamlı bir fark bulunmazken diğer gruplar ile mide asidi grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. En düşük renk değişimi ise termal siklusta görülmüştür. Termal siklus uygulanan örneklerin yapay tükürükte bekletilen örnekler ile aralarında anlamlı fark bulunmazken, diğer gruplar ile termal siklus grubu arasındaki fark istatistiksel anlamlı bulunmuştur.

$\Delta E2$ değerleri incelendiğinde, en fazla renk değişimi kolada bekletilen örneklerde görülmüştür. Kolada bekletilen örneklerin kahvede bekletilen örnekler ile arasında anlamlı fark bulunmazken diğer gruplar ile kola grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. En düşük renk değişimi ise termal siklusta görülmüştür. Termal siklusta bekletilen örneklerin diğer tüm gruplar ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$).

4.2.4 Renk Değişimi Genel Bulgular

Termal siklus uygulanan ve aynı sıvılarda bekletilen farklı braketlerin arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır.

4.3 Bağlanma Dayanımı Bulguları

4.3.1 Başlangıç Bağlanma Dayanımı Değerleri

Braketlerin başlangıç ortalama bağlanma dayanımı değerleri ve standart sapmaları Tablo 4.5’te gösterilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan 3M konvansiyonel, 3M APC II, 3M Flash-free braketlerin bağlanma dayanımı değerleri incelendiğinde, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görülmüştür. En yüksek bağlanma dayanımı konvansiyonel seramik braketlerde görülürken en düşük değer APC Flash-free braketlerde görülmüştür. İstatistiksel olarak konvansiyonel braketler ile diğer braketler arasında anlamlı fark bulunurken, APC Flash-free ile APC II braketler arasında anlamlı fark olmadığı görülmüştür.

Tablo 4. 5. Başlangıç Bağlanma Dayanımı Bulguları

Braket	n	Ortalama(mikron)	SD
Konvansiyonel	70	23,88 ^a	1,5
APC	70	21,40 ^b	1,27
Flash free	70	19,94 ^b	1,16

4.3.2 Deney Sonrası Bağlanma Dayanımı Bulguları

Üç farklı seramik brakete ait her gruptaki 10 örneğin, termal siklus uygulandıktan sonra ve farklı pH değerindeki sıvılarda bekletildikten sonraki ortalama bağlanma dayanımı değerleri ve standart sapmaları tablo 4.6’da gösterilmiştir.

Tablo 4. 6. Örneklerin sıvılarda bekletildikten sonra ortalama bağlanma değerleri

Solüsyon Braket tipi	BAŞLANGIÇ Ortalama $\pm$ sd (n=10)	Yapay tükrük Ortalama $\pm$ sd (n=10)	Termal siklus Ortalama $\pm$ sd (n=10)	Kola Ortalama $\pm$ sd (n=10)	Kahve Ortalama $\pm$ sd (n=10)	Vişne suyu Ortalama $\pm$ sd (n=10)	Mide asidi Ortalama $\pm$ sd (n=10)	P
Konvansiyonel	23,88 $\pm$ 1,50 ^{As}	18,40 $\pm$ 4,13 ^{ABs}	19,11 $\pm$ 3,16 ^{BS}	16,30 $\pm$ 3,45 ^{As}	17,69 $\pm$ 3,22 ^{BS}	16,22 $\pm$ 3,88 ^{BS}	15,24 $\pm$ 2,63 ^{BS}	0,00n
APC	21,40 $\pm$ 1,27 ^{Ab}	18,55 $\pm$ 3,47 ^{ABs}	18,99 $\pm$ 3,09 ^{ABs}	16,24 $\pm$ 3,57 ^{ABs}	17,32 $\pm$ 3,48 ^{ABs}	16,11 $\pm$ 2,99 ^{BS}	15,20 $\pm$ 3,84 ^{BS}	0,008
Flash free	19,94 $\pm$ 1,16 ^{Ab}	16,75 $\pm$ 2,19 ^{ABs}	16,99 $\pm$ 2,67 ^{ABs}	14,98 $\pm$ 2,10 ^{BS}	15,44 $\pm$ 4,26 ^{ABs}	14,26 $\pm$ 3,30 ^{BS}	13,39 $\pm$ 3,49 ^{BS}	0,002
P	0,00	0,427	0,223	0,573n	0,357	0,365	0,387	

- farklı büyük harfler aynı satırda gruplar arasındaki istatistiksel farklılığı göstermektedir
- farklı küçük harfler aynı sütunda gruplar arasındaki istatistiksel farklılığı göstermektedir
- Ω : Kruskal Wallis Testi
- *: $p < 0.05$
- $\Delta E2$: Başlangıç ve 3.gün arasındaki renk farkı

Braketlerin bağlanma dayanımı değerleri incelendiğinde gruplar arası karşılaştırma sonuçlarında her üç braket grubunda da anlamlı farklılıklar bulundu. Ortalama bağlanma değerleri incelendiğinde en düşük değerlerin APC Flash-free seramik braketlerde, en yüksek değerlerin ise konvansiyonel seramik braketlerde olduğu görülmüştür.

Farklı pH'daki sıvılar arasında bağlanma dayanımını en çok etkileyen sıvılar mide asidi, vişne suyu ve kola iken, termal siklus uygulaması en az etkilemiştir.

4.3.3 Konvansiyonel seramik braketlerin deney sonrası bağlanma dayanımı bulguları

Konvansiyonel seramik braketlerin bağlanma değerleri incelendiğinde, başlangıç bağlanma değerleri ile yapay tükürük grubu arasında fark bulunmazken diğer tüm gruplar ile başlangıç grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.

Termal siklus uygulanan, kola, kahve, vişne suyu, mide asidi ve yapay tükürük içinde bekletilen örneklerin bağlanma değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0.05$).

4.3.4 APC II seramik braketlerin deney sonrası bağlanma dayanımı bulguları

APC II seramik braketlerin bağlanma değerleri incelendiğinde, başlangıç bağlanma değerleri ile vişne suyu ve mide asidinde bekletilen örnekler arasında anlamlı fark bulunurken, diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Termal siklus uygulanan, kola, kahve, vişne suyu, mide asidi ve yapay tükürük içinde bekletilen örneklerin bağlanma değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0.05$).

4.3.5 APC Flash-free seramik braketlerin deney sonrası bağlanma dayanımı bulguları

APC Flash-free seramik braketlerin bağlanma değerleri incelendiğinde, başlangıç bağlanma değerleri ile kola, vişne suyu, mide asidinde bekletilen örnekler arasında anlamlı fark bulunurken, diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

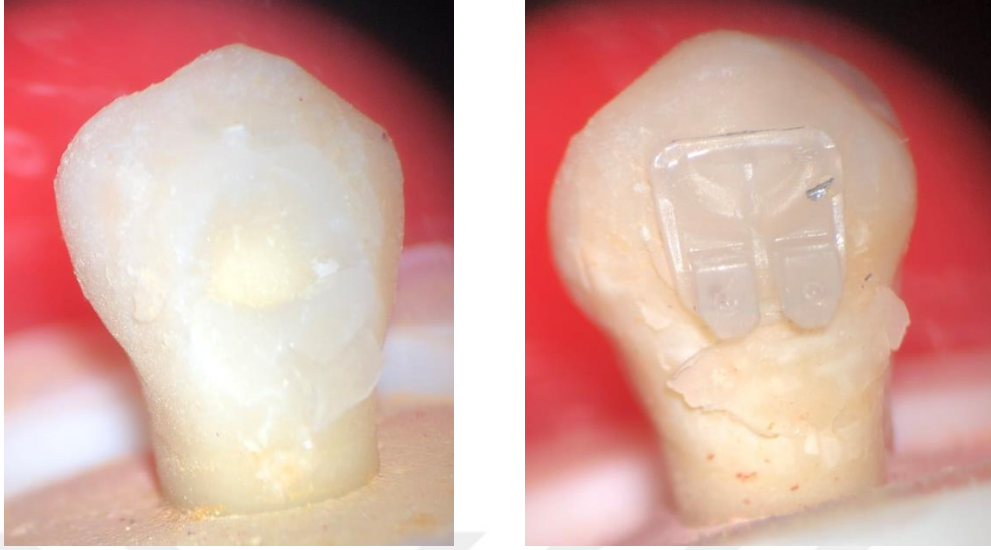
Termal siklus uygulanan, kahve ve yapay tükürük içinde bekletilen örneklerin bağlanma dayanım değerleri ile başlangıç grubu ve diğer grupların bağlanma değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı görülmemiştir.

Kola, vişne suyu, mide asidinde bekletilen örneklerin bağlanma dayanımı değerleri, sadece başlangıç bağlanma dayanımı değerleriyle istatistiksel olarak anlamlı fark gösterirken diğer gruplar ile aralarında anlamlı fark bulunmamıştır.

4.3.6 Bağlanma Dayanımı Genel Bulgular

Termal siklus uygulanan ve aynı sıvılarda bekletilen farklı braketlerin arasında bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır.

Sıyırma testi sırasında mide asidi ve kola grubunda toplam 2 adet mine kırığı ve termal siklus ile başlangıç grubunda birer adet braket kırığı meydana gelmiştir. Toplam 4 adet örnek çalışma dışı bırakılmış ve yedek örneklerle değiştirilmiştir.



Şekil 4. 19. Sırasıyla mine kırığı ve braket kırığı meydana gelen örneklerin ışık mikroskobu görüntüleri

4.3.7 Mine Yüzeyinde Kalan Artık Adeziv Bulguları

Sıyırma testi uygulanan örneklerin mine yüzeyinde kalan adeziv artıkları ışık mikroskobu (Zumax, OMS2380, Çin) yardımıyla, Adhesive Remnant Index (ARI) kullanılarak skorlanmıştır. Tablo 4.7’de ARI skorlarının grup içi, gruplar arası dağılımı ve istatistiksel Kruskal Wallis analizi karşılaştırması gösterilmiştir.



Şekil 4. 20. a)ARI skoru 1: Adezivin %50' den azı diş yüzeyinde kalmıştır. b) ARI skoru 2: Adezivin %50' den fazlası diş yüzeyinde kalmıştır. c) ARI skoru 3: Tüm adeziv diş yüzeyinde kalmıştır.

Tablo 4. 7. Grupların Arı Skorları

Solüsyon Braket tipi	BAŞLANGIÇ Ortalama $\pm$ sd	Yapay tükürük Ortalama $\pm$ sd	Termal siklus Ortalama $\pm$ sd	Kola Ortalama $\pm$ sd	Kahve Ortalama $\pm$ sd	Vişne suyu Ortalama $\pm$ sd	Mide asidi Ortalama $\pm$ sd	P
Konvansiyonel	2,56 $\pm$ 0,72 ^{As}	2,60 $\pm$ 0,69 ^{As}	2,40 $\pm$ 0,84 ^{As}	2,60 $\pm$ 0,69 ^{As}	2,40 $\pm$ 0,84 ^{As}	2,70 $\pm$ 0,67 ^{As}	2,40 $\pm$ 0,84 ^{As}	0,953
APC	1,50 $\pm$ 0,70 ^{Ab}	1,60 $\pm$ 0,84 ^{Ab}	1,80 $\pm$ 0,78 ^{As}	1,90 $\pm$ 0,87 ^{As}	1,70 $\pm$ 0,82 ^{As}	1,90 $\pm$ 0,87 ^{Ab}	1,90 $\pm$ 0,87 ^{As}	0,878
Flash free	1,40 $\pm$ 0,51 ^{Ab}	1,60 $\pm$ 0,69 ^{Ab}	1,50 $\pm$ 0,70 ^{As}	1,60 $\pm$ 0,84 ^{As}	1,60 $\pm$ 0,69 ^{As}	1,70 $\pm$ 0,67 ^{Ab}	1,90 $\pm$ 0,73 ^{As}	0,787
P	0,005	0,013	0,058	0,088	0,078	0,037	0,375	

-farklı büyük harfler aynı satırda gruplar arasındaki istatistiksel farklılığı göstermektedir

-farklı küçük harfler aynı sütunda gruplar arasındaki istatistiksel farklılığı göstermektedir

- Ω : Bütün istatistiksel sonuçlar Kruskal Wallis analizi ile yapılmıştır

4.3.7.1 ARI Skoru Başlangıç Değerleri

Tüm gruplara ait ARI skorlarının dağılımı tablo 4.7 de gösterilmiştir. Çalışmamızda kullanılan 3M konvansiyonel, 3M APC II, 3M Flash-free braketler koparıldıktan sonra ARI skoru değerleri incelendiğinde, aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. En yüksek ARI skoru konvansiyonel seramik braketlerde görülürken en düşük değer APC Flash-free braketlerde görülmüştür. İstatistiksel olarak konvansiyonel braketler ile diğer braketler arasında anlamlı fark bulunurken, APC Flash-free ile APC II braketler arasında anlamlı fark bulunmamıştır.

4.3.7.2 Seramik Braketlerin Deney sonrası ARI Skoru Değerleri

Farklı sıvılarda bekletilmiş aynı tip braketlerin ARI skoru değerleri incelendiğinde aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Aynı sıvılarda bekletilmiş farklı tip braketlerin ARI skoru değerleri incelendiğinde yapay tükürük ve vişne suyunda anlamlı fark bulunurken diğer sıvılar arasında anlamlı fark bulunmamıştır.

5.TARTIŞMA

5.1 Çalışmamızın Amacı

Sabit ortodontik tedavide bir braket ile diş yüzeyi arasındaki bağ kuvveti son derece güvenilir olmalıdır ve terapötik başarının anahtarıdır (112). Buonocore'un 1955'te tanıttığı asitle aşındırma tekniği, modern ortodontiye giden yolda bir kilometre taşıydı. Bu teknik simante bantların yerini alacak kadar güvenilir ve tekrarlanabilir olup adeziv tekniklerin geliştirilmesine zemin hazırlamıştır. Braketlerin dişe doğrudan yapıştırılması tekniğinin yaygınlaşmasıyla beraber, tedavi boyunca yeterli bağlanma kuvvetinin korunması ve kabul edilebilir estetiğin sağlanması gibi hususlar, daha önemli hale gelmeye başlamıştır. Bir hasta için ideal ürünler seçilirken bu hususlar dikkate alınmalıdır. Bağlanma dayanımı önemlidir, çünkü braketlerin kaybolması ve yeniden yapıştırılması, seans sürelerini ve tedavi sürelerini uzatabilir ve malzeme masraflarını artırabilir. Ek olarak, istenmeden braketlerin ayrılmasıyla ortaya çıkan gerilim, mine ve dentine zarar verebilir (112). Ortodontik braketlerin adeziv performansları, yapıştırma kalitesini artırmak ve engelleyici faktörleri mümkün olduğunca azaltmak gibi amaçlar doğrultusunda çok sayıda in vitro, in vivo ve ex vivo çalışmalarla araştırılmıştır. Eliades ve Brantley, gelişen teknoloji ile birlikte bonding sistemlerin gelişmesine rağmen; klinik çalışmalarda braket yapışma başarısızlığının % 6-8 arasında değiştiğini belirtmişlerdir(113). İn vitro çalışmalar, klinik ortamlarda kullanılacak braket/yapıştırıcı sisteminin seçiminde klinisyene bir kılavuz olarak faydalıdır(114). Reynolds 1975'te bir adeziv sistemin kabul edilebilir klinik performansa sahip olması için 5.9-7.8 MPa'lık in vitro bağlanma kuvvetinin gerekli olduğunu öne sürmüştür(115). Ortodontik uygulamada adeziv ile diş yüzeyi arasında güçlü bir bağ istense de, çok yüksek bağ gücü değerleri mine kırılmalarına yol açabilir(116). Klinik koşullarda kan ve tükürük kontaminasyonu bağlanma gücünü %50 azaltır, bu nedenle 17MPa'ya kadar olan bağlanma gücü değerleri tavsiye edilirken, daha yüksek değerler ortodontik kullanım için aşırı kabul edilir ve debonding sırasında daha yüksek oranda mine kırılma riski ile sonuçlanır(117). Lopez ise başarılı bir ortodontik tedavi için optimum bağlanma kuvveti değerinin en az 7 MPa olması gerektiğini savunmuştur (118).

Plastik veya seramik malzemelerden yapılan “estetik” braketler olarak bilinen daha yeni tasarımların tanıtılması, bu cihazların özelliklerinin de doğrulanması ihtiyacını

doğurmuştur. Ortodontik ataşmanların dişlere doğrudan yapıştırılması sırasında, mine yüzeyinin doğası, adeziv tipi ve braket tabanının tasarımı bağlanma gücünü etkileyebilir(9). Seramik ortodontik braketler, 1980'lerde hastaların estetik ihtiyaçlarını karşılamak için diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır ve 1987'den beri klinik kullanıma sunulmuştur(119,120) Seramik braketin metal braketten daha iyi bir avantajı ise, seramik braketlerin gelen ışığa afinitesidir, bu durum braket tabanına daha fazla ışık iletimine izin verir, bu da yapıştırıcının yüksek polimerizasyonu ile sonuçlanır ve böylece yüksek bir bağlanma dayanımı oluşur. Günümüzde piyasada mevcut olan seramik braketlerin çoğu, alüminyum oksitten oluşmaktadır. Bu braketlerin avantajları arasında biyouyumluluk, kabul edilebilir estetik, sıcaklık ve kimyasal değişikliklere direnç ve paslanmaz çelik braketlerinkine eşit veya daha yüksek olan bağlanma kuvveti sayılabilir(121,122). Seramik braket bağlanma mekanizmaları üç gruba ayrılır: mekanik olarak tutucu tabanlar, silanla muamele edilmiş kimyasal olarak tutucu tabanlar ve hem mekanik hem de kimyasal olarak tutucu tabanlar. Çeşitli çalışmalar, silanla muamele edilmiş kimyasal olarak tutucu bir braketten seramik ve kompozit arasındaki bağ kuvvetinin, mekanik olarak tutucu bir seramik braketten kıyasla daha fazla olduğunu göstermiştir. Bu yüksek bağ kuvveti, minenin mukavemetine hemen hemen eşittir ve mine kırıklarının meydana gelme olasılığını arttırır(123–125). Bu nedenle, mekanik tutucu seramik braket tabanı, kimyasal tutucu seramik braket tabanından daha fazla tercih edilir(126). Yapıştırma işlemi, tabanı önceden kaplanmış braket sistemi kullanılarak veya yerleştirmeden önce braket tabanına manuel olarak yapıştırıcı uygulanarak yapılabilir(127). Tabanı önceden kaplanmış braketlerin hem metalik hem de seramik türleri mevcuttur. Cooper ve arkadaşları tabanı önceden yapıştırıcı ile kaplanmış braketler ile ilgili yaptıkları çalışmalarında, tutarlı kalite ve miktarda ışıqla sertleşen yapıştırıcılar, yapıştırmadan sonra daha kolay temizlik, daha hızlı yapıştırma prosedürü ve daha az koltuk başında geçen zaman gibi avantajlar iddia etmişlerdir(128). Her iki sistemde de taşkın kompozitin tamamen kaldırılması önerilir. Braket etrafında taşkın kompozit bırakmak, plak birikiminin kolaylaşmasına sebep olan pürüzlü bir kompozit yüzeyi oluşturur(129,130). Bu plak birikimi, tedavinin nihai estetik sonucunu tehlikeye atacak olan mine demineralizasyonuna ve beyaz nokta lezyonlarına yol açabilir(131,132) 3M Unitek (Monrovia, California) şirketi, taşkın kompozit temizleme ihtiyacını ortadan kaldırmak için yeni bir APC Flash Free braket sistemi geliştirmiştir. Bu sistemde, her bir braket tabanına optimum miktarda yapıştırıcı önceden yapıştırılır

ve tabanındaki süngerimsi yapı sayesinde klinisyenin taşkın kompozit temizleme aşamasını ortadan kaldırır. Firma tarafından bildirilen avantajlar arasında yapıştırıcı temizleme gerekliliğinin olmaması, braket konumlandırma ve yapıştırma için azaltılmış süre ve braket konumlandırmaya konsantre olma yeteneğinin artmasının yanı sıra %2 den daha az bağ hatası olan güvenilir bir bağ gücü de yer almaktadır. Ancak, bahsedilen braket sisteminin klinik özellikleri ve bağlanma dayanımı prosedürüne odaklanan az sayıda çalışma bulunmaktadır.

Son yıllarda tanıtılan ve firma tarafından hekimin çalışmasını kolaylaştırdığı, hasta konforunu artırdığı ve bağlanma başarısızlıklarını azalttığı söylenen yeni APC braket sistemleri ilgili literatürde sınırlı sayıda klinik ve laboratuvar çalışma ve farklı sonuçlar mevcuttur.(12,109). Çalışmamızda APC seramik braketlerin bağlanma dayanımları, farklı sıvılardaki estetik optik özellikleri ve pürüzlülük katsayısı değerlendirilerek avantaj ve dezavantajları belirlenecektir.

5.2 Gereç ve Yöntem

5.2.1 Dişler

İn vitro bağlanma dayanımı ile ilgili yapılan çalışmalarda keser diş(133), molar diş(134), sıgır keser dişi(135,136) insan küçük azı dişleri(117,137–140) kullanılmaktadır. Oesterle ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada hayvan dişlerinin bağlanma dayanımının daha düşük olduğu bildirilmiştir(141). Hobson ve arkadaşları insan dişleri arasındaki bağlanma dayanımını ölçen bir çalışma yapmıştır. Sonuçlar diş tipinin bağlanma dayanımı üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu göstermiştir. En büyük bağlanma dayanımı alt birinci molar dişlerde ve en düşük üst birinci molar dişlerde bulunmuştur. Ayrıca, ortalama bağlanma dayanımı, üst arkta ön dişlerde arka dişlere göre daha yüksek iken, alt arkta arka dişlerde daha yüksek bulunmuştur (22). Ortodontide adezyon testlerinde en sık insan küçük azı dişleri kullanılır(142)(143). Bu durum, ağız içi kuvvetlere en sık küçük azı dişlerinin maruz kalması sebebiyle braket kırıklarının en sık bu dişlerde olması ile ilişkilidir. Ayrıca ortodontide diş çekimli vakalarda en sık küçük azı dişlerin çekiminin tercih edilmesi, in vitro çalışmalarda bu dişlerin sık kullanılmasının başka bir nedenidir. Bizim çalışmamızda da ağız içi ortamı daha iyi taklit edebilmek adına çekilmiş insan üst küçük azı dişleri kullanıldı.

Literatürde yapılan in vitro çalışmalarda çekilen dişler deney aşamasına geçilene kadar geçen sürede çeşitli solüsyonlar içinde bekletilmiştir. Yapılan çalışmalarda dişlerin dehidrate olmasını önlemek, üzerinde bakteri üremesini engellemek ve bağlanma dayanımını etkilememek için kullanılan solüsyonların içinde distile su(144,145) lik etil alkol(140,146), timol(134–136,147) formalin(148), kloramin T(149) gibi antibakteriyel maddeler bulunur. Williams ve Svare' in 1985' de yaptığı bir çalışmada, çekilmiş dişleri saklama şartları ve süresinin bağlanma kuvvetine etkisi incelenmiştir ve distile su ve timol solusyonunda bekletilen dişlerin 5 yıl sonra bile bağlanma dayanımının değişmediğini ifade etmişlerdir(150). Ancak Eliades ve Brantley çekilmiş dişlerin en çok 6 ay saklanmasını, yoksa yapılan deneylerde standardizasyon hatalarının oluşabileceğini bildirmişlerdir(151). Çalışmamızda deneyler yapılanı kadar dişler %0,1 timol solüsyonu içinde en fazla 3 ay bekletildi.

Literatürde daha önce yapılan çalışmalarda, çekilmiş dişler, deneylerin kolay uygulanabilmesi ve testlerin standart bir şekilde yapılabilmesi için akrilik bloklara gömülmüştür(152–156) Bizim çalışmamızda da plastik boruların içine akril dökülerek dişler yer düzlemine dik olacak şekilde akril içine gömüldü.

Bağlanma dayanımını etkilememesi için asit uygulama işleminden önce dişlerin yüzeyinin temizlenmesi önemli bir faktördür. Önceki çalışmalarda dişler, düşük devirde bir mikromotor kullanarak flor içermeyen pat(152,157,158) veya pomza(156,159,160) ile lastik veya fırça kullanılarak temizlenmiştir. Bizim çalışmamızda benzer şekilde dişler asit uygulanmasından önce flor içermeyen pomza ve su ile lastik kullanılarak düşük devirde mikromotor yardımıyla temizlendi ve basınçlı suyla yıkanıp kurutuldu. Bağlanma dayanımını etkilememesi için flor içermeyen pat tercih edildi.

5.2.2 Yapıştırma

Buonocore tarafından diş hekimliğinde fosforik asit kullanımının tanıtılmasından bu yana kompozitin mineye güçlü bir şekilde bağlanması mümkün olmuştur. Asitle aşındırma olarak bilinen bu prosedür daha sonra Newman tarafından ortodontik braketlerin dişe doğrudan yapıştırılması için bir tedavi tekniği olarak kullanılmıştır (15) (161). Daha sonra pek çok çalışma, aşındırma için kullanılan asitlere, aşındırıcı konsantrasyonuna ve aşındırma süresine göre ortodontik braketlerin bağlanma dayanımlarını test etmişlerdir.

Olsen ve arkadaşları yaptıkları çalışmada iki yapıştırıcının ve iki mine pürüzlendirme ajanının (%37 Fosforik asit ve %10 Maleik asit) bağlanma dayanımı ve braket kopma sıklığı üzerindeki etkilerini test etmişlerdir. Bulunan sonuçlara göre, dört grup arasında ortalama bağlanma dayanımı anlamlı bir farklılık göstermemiştir(162). Carstensen, mineye yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımı üzerindeki 3 farklı fosforik asit konsantrasyonunun (%37, %2 ve %5) etkisini değerlendirdiği çalışmada, %37 asitle pürüzlendirme işleminden sonra ortalama bağlanma dayanımının, %2 fosforik asitle pürüzlendirme işlemine göre önemli ölçüde daha yüksek olduğunu bildirmiştir(163). Bin Abdullah ve Rock'ın metal braketlerin bağlanma dayanımı üzerine yaptıkları çalışmalarında, 3 farklı asitle pürüzlendirme süresi (15 sn,30 sn,60 sn) ve yapıştırma ile debonding arasında geçen sürenin (5 dk,15 dk, 24 sa) etkileri incelenmiştir. En düşük ortalama bağlanma dayanımının, 15 saniye aşındırılan ve 5 dakika sonra söküm yapılan numunelerde olduğu gözlenmiştir(164). Günümüzde 15-30 saniye uygulanan % 37'lik fosforik asit, mine yüzeyine daha az zarar vererek, daha yüksek konsantrasyonlara benzer bağ mukavemetleri sunduğu için çalışmalarda yaygın şekilde kullanılır(1,103,155,165–167) Çalışmamızda örnek dişlere %37'lik fosforik asit 30 saniye boyunca uygulanmış ve 30 saniye boyunca yıkanmıştır.

Yapışma gücü ortodontik tedavide başarı ve verimlilik için önemli bir parametredir. Ortodontik braketlerin yapıştırılmasında, kompozit rezinler dışında materyaller kullanılmış olmasına rağmen, kompozit rezinler en başarılı olanlardır(155). Cam iyonomer yapıştırıcılar, minenin asitle pürüzlendirilmesini gerektirmezler, bu sayede daha az mine kaybı oluştururlar. Ayrıca sertleştikten sonra florür salınımı yapması gibi avantajları vardır ancak; klinik olarak yeterli dayanıma ulaşabilmeleri için yapısına rezin eklenmesi gerekmiştir(168,169) Resin modifiye cam iyonomer yapıştırıcı sistemleri, yalnızca mine pürüzlendirilerek kullanıldığında yeterli güce ulaşır, ancak o zaman bile bağlanma güçleri geleneksel bir kompozit rezin sisteminden daha düşüktür(170) Transbond™ XT adeziv sistemi, ortodontide kullanılan standart adeziv sistemlerden biridir(171,172) Bağlanma dayanımı ile ilgili yapılan birçok çalışmanın konusu olmuştur, yapılan çalışmaların sonuçları değerlendirildiğinde asitle pürüzlendirilmiş mine yüzeyine uygulanan Transbond XT primer, braketlerin yapıştırılmasında altın standart olarak kabul edilebilir (34,154,173–177). Bu bilgiler

ışığında çalışmamızda üretici firma tarafından tavsiye edilen kullanım kurallarına uygun olarak Transbond XT primer ve adeziv kullanılmıştır.

Görünür ışıkla sertleşen yapıştırıcılar, kimyasal olarak sertleşen yapıştırıcılara göre kullanım kolaylığı, uzun çalışma süresi, geliştirilmiş braket yerleşimi, fazla yapıştırıcının daha kolay temizlenmesi ve daha iyi fiziksel özellikler dahil olmak üzere, ortodontik ataşmanların yapıştırılmasında giderek daha popüler hale gelmiştir (58,178,179) Kamforokinon içeren ışıkla sertleşen kompozitler, mavi görünür ışıkla aktive edilir. Işıkla sertleşen rezin sistemlerinin mevcudiyeti, bunları iyileştirecek gerekli ışığı üretmek için çeşitli teknolojilerin geliştirilmesine yol açmıştır(180). Işık, elektromanyetik radyasyon olduğu için, ultraviyole, görünür ve kızılötesi dahil olmak üzere geniş bir enerji spektrumu içerir. Işığın her bir dalga boyu bölgesi, kimyasal reaksiyonlar açısından, özellikle de diş malzemelerinin polimerizasyonu açısından farklı özelliklere sahiptir (181). Kuvars-tungsten-halojen, ışık yayan diyot (LED) ve plazma ark cihazları, ışık üretmek için kullanılan önemli teknolojiler olmuştur. Her teknolojinin avantajları ve dezavantajları vardır. Geleneksel halojen lambaların, nispeten kısa bir çalışma ömrü (yaklaşık 40-100 saat), halojen ampulün ısısına yakınlığı nedeniyle zamanla ışık filtresi bozulması ve klinik prosedürlere engel olabilen ve aynı zamanda çalışma alanının yakınında ayrı bir güç kaynağı gerektiren bir güç kablosu gereksinimi gibi birçok dezavantajı vardır. Plazma ark ışın cihazları ise pahalı olması ve pulpada ani ısı artışı nedeniyle rutin olarak daha az kullanılırlar(182). Yarı iletkenlere dayalı LED teknolojisi, fotopolimerizasyon alanında yeni ve ilginç görüşler açmıştır. LED ışıkların, uzun kullanım ömrü olması, yumuşak başlangıçlı polimerizasyon sayesinde ani ısı artışı olmaması ve ekonomik olması en önemli avantajlarıdır(183). Sıcaklık artışının önemli ölçüde az olması sayesinde pulpa dokusu için bir tehdit oluşturmaz(184). LED ile polimerize edilen braketlerin bağlanma mukavemetlerini geleneksel halojen ışıklarla polimerize edilen braketlerinkilerle karşılaştıran önceki araştırmaların sonuçlarında önemli bir farklılık görülmemiştir(185–187)

Son yıllarda üreticiler, klinik verimliliği artırmak ve tedavi sürelerini kısaltmak için yüksek ışın gücü ile çalışan üniteler üretmişlerdir(188,189). Bu üniteler daha yüksek ışın gücü ve daha az ışınlama süresi kombinasyonları ile aynı derecede rezin polimerizasyonu sağlayabilmektedir. Böylece, artan ışın gücü, ışınlama sürelerini 20 veya 40 saniyeden 1 saniyeye kadar düşürülmesini sağlar(190,191). Bu ışın

cihazlarından klinisyenler tarafından en sık tercih edilenlerden biri VALO® Ortho LED kablosuz ışın cihazıdır. Valo ışın cihazı 395-480nm dalga boyunda yüksek yoğunluklu ışık üreten bir led ışın cihazıdır. Öz ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, 12 aylık bir süre boyunca VALO® Ortho LED ünitesi ile 3 saniyelik ışıkla sertleştirme ve ELİPAR LED (3M, USA) ünitesiyle 10 saniyelik ışıkla sertleştirme arasında klinik braket kopma oranlarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. İn vitro bağlanma güçleri, her iki protokolün de klinik kullanım için yeterli olduğunu göstermiştir. Bu nedenle, braket yapıştırma için yüksek ışık yoğunluklu LED ünitelerinin kullanılmasının, kopma oranlarını artırmadan ünit başında geçen zamandan tasarruf sağlayabileceği sonucuna varılabilir(104). Çalışmamızda güvenli ve kolay ulaşılabilir olması, kullanım kolaylığı ve farklı ışınlama modları bulunması sebebiyle VALO® Ortho LED (Valo, Ultradent Products Inc.USA) kablosuz ışın cihazı kullanıldı. Firma önerileri doğrultusunda braketin mezial ve distal kısmından 3'er saniyelik ışınlama yapıldı.

5.2.3 Termal Döngü

Estetik materyallerin renk stabilitesini ve bağlanma dayanımını belirlemek amacıyla yaşlanma sürecini hızlandırmak için genellikle termal döngü kullanılır(192,193) Klinik araştırmaların maliyetli ve zaman alıcı olması nedeniyle klinik uygulamaların laboratuvar simülasyonları sıklıkla gerçekleştirilir. Termal döngü, genellikle ağız içi sıcak soğuk farkını temsil eden bir süreçtir (194). Mine-braket arayüzündeki yapışma, üç farklı fenomenle yaşanır: mekanik, kimyasal ve termal değişiklikler. İn vitro çalışmalar bu koşulları birebir taklit edemese de, bir dereceye kadar yaşlanma prosedürleri yoluyla bunları simüle edebilirler(195). Termal döngü, ağız içi sıcaklık değişimlerini taklit etmek için in vitro çalışmalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Ayrıca, uygulanan sıcaklıklar ve bekleme süresi, Dental Materyaller Akademisi tarafından termal yaşlandırma prosedürleri adı altında, dental materyalleri test etmenin en uygun yolu olarak yakın zamanda onaylanmıştır(196).

Gale ve arkadaşlarına göre, 10.000 ve 20.000 termal döngü, genellikle bir ortodontik tedaviyi tamamlamak için gerekli olan, sırasıyla bir ve iki yıllık klinik süreye karşılık gelir(194). Bu nedenle, bu döngü sayıları (10.000 ve 20.000) bilim camiasında ortodontik adezivleri değerlendirirken yaygın olarak kullanılmaktadır(197,198).

Ortodontik tedavilerin genellikle 1-2 sene sürmesi sebebiyle sebebiyle çalışmamızda kullandığımız örnekler 10.000 termal döngüye maruz bırakılmıştır.

5.2.4 Renklenme

Ortodontik tedavi talep eden yetişkin hasta sayısının artması, estetik ortodontik apaceylere olan ihtiyacı artırmıştır. Bu talepte karşılık vermeyi amaçlayan ortodonti endüstrisi, farklı tipte estetik materyallerin geliştirilmesine yatırım yapmış, klinisyenlerin ve hastaların beklentilerini karşılamaya çabalamıştır. Seramik braketler de bu beklentinin bir sonucudur(199,200) Seramik braketlerin renk stabilitesi ve dayanıklılığı ile ilgili olarak yapılan çalışmalarda, monokristal ve polikristal seramik braketlerin ağızda karşılaştığı herhangi bir kimyasal maddeye karşı paslanma ve renklenmeye karşı direnç gösterdiği bildirilmiştir (201). Ancak başka bir çalışmada ağız ortamındaki seramik braketlerin çay, kahve ve şarap gibi içeceklerdeki renk pigmentlerinden etkilenebileceği de rapor edilmiştir (202).

Ortodontik materyalin renk stabilitesinin değerlendirilmesi, bir nesnenin yansıtıcı özelliklerini analiz etmek için özel olarak tasarlanmış ekipmanlarla (kolorimetre gibi) veya karşılaştırmalı görsel değerlendirme yoluyla gerçekleştirilebilir(39). Renk analizi için genellikle spektrofotometre ve kolorimetre kullanılır, çünkü bu aletler, renk özelliklerinin tutarlı sayısal değerlendirmesini sağlar(203,204) Spektrofotometreler, kolorimetrelerden daha uzun bir çalışma ömrüne sahiptir ve nesne metamerizminden (renkli nesneler farklı yapay ışıklar veya gün ışığı altında farklı renkte görünebilirler, renkteki bu değişime metamerizm denir) etkilenmezler(80,205). Kolorimetrelerin ise kullanımı daha kolaydır ve spektrofotometrelerden daha ucuzdur. Bununla birlikte, filtrelerin eskimesi nedeniyle tekrarlanabilirlik zayıf olabilir ve nesne metamerizmi kolorimetrelerin doğruluğunu yanıltabilir. Güvenilirlik, cihazın aynı numuneyi eşleştirmedeki tutarlılığını ifade eder. Doğruluk, cihazın belirli bir numune için doğru eşleşme sağlama yeteneğini ifade eder. Birkaç çalışma, çeşitli elektronik renk eşleştirme cihazlarını değerlendirmiş ve cihazların renk eşleştirme doğruluğunu insan gözlemcilerinkiyile karşılaştırmıştır. Görsel ve spektrofotometrik renk analizini karşılaştıran bir çalışmada, insan gözlemciler, doğal dişlerdeki renk eşleşmelerinin sadece %26,6'sı üzerinde hemfikiydi(206). Başka bir çalışma, in vitro ve in vivo olarak 5 cihazı değerlendirmiş ve çoğu cihazın in vitro olarak daha güvenilir olduğunu

bulmuştur(207). Yakın tarihli bir çalışmada, bir spektrofotometre olan VITA Easysshade cihazı tekrarlayan ölçümlerde en yüksek doğruluğu göstermiştir(208).

Önceki çalışmalar, bir spektrofotometre tarafından sağlanan sayısal renk değişikliği okumalarını (ΔE^*) kompozit rezin veya protetik restorasyonların görsel algısı ile ilişkilendirmeye çalışmıştır(209–213) Görsel algıda, ortalama ΔE^* değeri 2.0'dan büyük olan restorasyonlar tüm gözlemciler tarafından fark edilirken, 1.0 ile 2.0 arasında değişen ΔE^* değerleri sıklıkla algılanmaz. Bu nedenle, ortodonti alanındaki araştırmalar, estetik braketlerin ve elastiklerin renk stabilitesini değerlendirmek için bu referansları kullanabilir. Faltermeier ve arkadaşları, ultraviyole ışık ve boyama solüsyonlarına maruz kaldıktan sonra estetik braketlerin renk stabilitesini araştırdıkları çalışmalarında ΔE^* ortalama değerlerinin ≥ 3.3 olduğunda klinik olarak kabul edilemez olduğunu rapor ettiler(203). Bununla birlikte, Lee, termal döngüden sonra estetik braketlerin renk parametrelerine ek olarak yansıyan ve iletilen renkteki renk değişikliklerini değerlendirdiği çalışmada renk değişikliğinin klinik olarak algılanması için ΔE^* 'nin 3.7'ye eşit olması gerektiğini bildirmiştir(105). Daha önce yapılan çalışmalarda klinik olarak kabul edilebilir ΔE değeri en sık 3.3 olarak kabul edilmiştir, 3.3 ten büyük değerlerin gözlemciler tarafından fark edilebildiği ve klinik olarak kabul edilemeyeceği bildirilmiştir(214,215). Çalışmamızda renk ölçüm cihazı olarak VITA Easy shade (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) spektrofotometre kullanılmış olup ΔE değeri 3.3 olarak belirlenmiştir.

5.2.5 Solüsyonlar

Estetik dental materyallerin renklenmesinin iç ve dış nedenleri vardır. Dış renk bozulmasına gıda boyaları ve renkli ağız gargaraları neden olabilir(216–218). İç renk bozulmasının nedeni UV ışınması ve termal enerji (yaşlanma) olabilir(203). Renk değişimi miktarı, ağız hijyeni, su emilimi ve eksik polimerizasyon gibi bir dizi faktörden etkilenebilir (219). Literatürde estetik braketlerin dışsal veya içsel nedenlerle renklenmesini araştıran az sayıda çalışma vardır. Çalışmalarda farklı bekletme süreleri ve farklı renklendirici solüsyonlar kullanılmıştır. Ancak çay, kahve, kola gibi günlük olarak sık tüketilen içecekler daha fazla test edilmiştir(203,220–222)

Oliveira ve arkadaşları 2014'te yaptıkları bir çalışmada 4 farklı estetik braketi 5 farklı solüsyonda bekletmiş ve renk değişimlerini ölçmüştür. Braketlerin kristal yapısı

(monokristal veya polikristal) renk değişimini etkilememiştir. Farklı markaya sahip aynı kristal yapıdaki braketlerin renk değişiminde farklı sonuçlar elde edilmiştir, dolayısıyla bu durumun braketlerin üretim sürecinde standardizasyon eksikliğini gösterdiği sonucuna varmışlardır(222). Faltermeier ve arkadaşları, estetik braketleri değerlendirdiği çalışmasında, braketleri 72 saat boyunca renklendirici solüsyonlarda bekletmiştir. Kompozit malzemelerden veya modern polimerlerden (polioksimetilen) oluşan yeni geliştirilmiş plastik braketlerin bile uzun vadede klinik olarak kabul edilemez renk stabilitesine sahip olabileceğini bulmuşlardır(203). Başka bir çalışmada 4 er farklı plastik ve seramik braket termal siklus işlemine tabi tutulmuştur. Sonuç olarak estetik braketlerin malzeme türü (plastik veya seramik) ve kristal yapısı renk stabilitesini etkilememiş, ancak renk stabilitesinin esas olarak markaya bağlı olduğu (yani 2 farklı markaya ait polikristal seramik brakette farklı renk değişimleri olduğu) bulunmuştur(105).

Çeşitli sıvıların, restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimine olan etkilerinin değerlendirildiği çalışmalarda farklı zaman dilimlerinde bekletme süreleri planlanmıştır. Literatürdeki çalışmalarda 1 günden 1 aya kadar değişen bekletme süreleri planlanmıştır(203,223–226) Çalışmamızda braketlerin ağızda kalma süresi göz önünde bulundurularak renklendirici sıvılarda (kola, kahve, vişne suyu) bekletilme süresi 3 gün olarak belirlenmiştir.

Eroziv asitler, mide asidinde olduğu gibi iç kaynaklı veya asitli içecekler ve yiyecekler sebebiyle dış kaynaklı olabilir(227). Mide asidinin pH'ı ve aşındırıcı özelliği diyet asitlerinden önemli ölçüde daha yüksektir ve bu nedenle yıkım seviyesi daha şiddetlidir. Gastrik asit, kusma veya yetersizlik yoluyla ağız boşluğına ulaşır. Ağız boşluğuna mide asidi hareketine neden olan tıbbi durumların sebebi gastroözofageal reflü hastalığıdır. Nüfusun %10-20'sinin reflü hastalığından muzdarip olduğu bildirilmiştir(228). Pace ve arkadaşları reflü hastalarında dental erozyon prevalansının %24 olduğunu ve dental erozyonlu hastaların yaklaşık %33'ünde reflü olduğunu bildirmiştir (229). Gastrik asit, minenin kritik pH değerinin (5.5) çok altında, son derece düşük bir pH'a (<2.0) sahiptir. Bu nedenle dişi aşındırıcı hasar potansiyeli oldukça yüksektir(106). Yeterli tükürük akışı ve tükürük tamponlama kapasitesi, asit ataklarına karşı antagonist görevi görür. Reflü hastalığı, otonom sinir sistemi tarafından koordine edilen istemsiz bir yanıttır. Bu nedenle, erozyon meydana gelmeden önce tükürüğün harekete geçmesi için yeterli

zaman olmayabilir(230). Yukarıda belirtilen nedenlerden dolayı mide asidi dış sertliğinin kaybına neden olan en tehlikeli aşındırıcı asit olarak kabul edilebilir. Bir çalışmada, simüle edilmiş mide asidine (pH:1.2) 24 saatlik bir daldırmanın farklı seramiklerin yüzey pürüzlülüğü üzerinde saptanabilir bir etkisinin olmadığı bildirilmiştir(231). Başka bir çalışmada, seramik kaplamaların, düşük pH tampon çözeltilerinde önemli ölçüde bozulmaya duyarlı olabileceği sonucuna varılmıştır(232). Görüşlerin çeşitliliği, değerlendirilen seramiklerin kompozisyonlarındaki ve mikro yapılarındaki farklılıklardan kaynaklanabilir, ancak aynı zamanda deney koşullarındaki farklılıkların bir sonucu olabilir. Dental seramiklerin kimyasal bozunması, artan yüzey pürüzlülüğüne yol açabilir, bu da karşıt dişlerin aşınmasını daha da arttırabilir, plak birikimine neden olabilir ve seramiklerden zararlı elementler salınmasına sebebiyet verebilir(233). Yüzey pürüzlülüğünde artış dental seramik materyallerin dayanıklılığını olumsuz etkiler. Pürüzlü bir yüzey ayrıca dişeti hastalığına yol açan biyofilm bakteri birikimine neden ol(234,235). Materyalin rengi de yüzey pürüzlülüğünden etkilenir, çünkü pürüzlü bir yüzey, pürüzsüz bir yüzeye göre ışığı daha az yansıtır(236). Bu nedenle, optimum estetiğe, ağız hijyenine ve tatmin edici klinik performansa katkıda bulunmak için dental materyallerin yüzey pürüzlülüğü en aza indirilmelidir(237).

Asitlerin diş seramiklerinin yüzey topografyası üzerindeki korozyon etkilerinin in vitro simülasyonu, esas olarak asit konsantrasyonuna, asite maruz kalma süresine ve sıcaklığa bağlıdır. Dental seramiklerin korozyon testi için belirlenen ISO standardı, %4 asetik asit kullanımı ve 80 °C'de 16 saatlik standart maruz kalma süresini içerir. Bu in vitro süre, De Rijk ve arkadaşlarının çalışmasına dayalı olarak yaklaşık 2 yıllık klinik duruma eşdeğer olarak belirlenmiştir. Bu çalışmada 22 yıl boyunca 22 °C'de yapay tükürük içine daldırmanın, 80 °C'de 168 saat boyunca %4 asetik aside maruz kalma ile aynı derecede yüzey aşınması sağlamak için gerekli olduğu bildirilmiştir(106,238). Bizim çalışmamızda, reflü bozukluğu olan hastaların klinik durumunu taklit etmek için ISO standardı (%4 asetik asit, 80 °C'de 16 saatlik maruziyet) yerine önceki çalışmalarda kullanılan daha güçlü bir asit (HCl, deiyonize su içinde %0.113 çözelti, pH 1.2) kullanılmıştır. Yapılan çalışmalarda 10 yıllık klinik maruziyeti simüle etmesi beklenen süre 37°C'de 96 saat olarak belirlenmiştir(106,239) Çalışmamızda, ortodontik tedavilerin ortalama 2 sene sürmesi göz önünde bulundurularak asitte bekletme süresini 24 saat olarak belirledik(240).

Çalışmamızda asidik ve renkleştirici ortam içermeyen oral koşulları taklit etmek için yapay tükürük kullanıldı. Literatürde çok farklı yapay tükürük formülasyonları mevcuttur(107,241,242) Deneylerde kullandığımız yapay tükürük, Topçu ve arkadaşlarının yapay tükürük formülü kullanılarak hazırlandı.

5.2.6 Pürüzlülük Ölçümü

Yüzey pürüzlülüğü dental materyallerin renk stabilitesini ve uzun dönem başarısını etkileyebilir(213). Tedavi sırasında braketler ve ark telleri arasındaki kaymaya direnç, dişlere iletilen kuvveti büyük ölçüde etkiler. Sürtünme katsayısı, temas eden malzeme yüzeylerinin pürüzlülüğüne, dokusuna veya sertliğine bağlı olabilen kayma mekanizmasına dirençte önemli bir faktördür (243). Önceki çalışmalar, taramalı elektron mikroskobu (244,245) bir temas yüzeyi profilometresi (76,246), atomik kuvvet mikroskobu (AFM)(247–249) ve temasız optik profilometre(48,64,71) kullanarak braketlerin ve ark tellerinin yüzey pürüzlülüğünü ölçmüştür. SEM, yüzey morfolojisini iki boyutlu olarak görselleştirebilir ve seçilen alanla ilgili nicel bir bilgi sağlamaz. Bir temas profilometresi, yüzey pürüzlülüğü parametre değerlerinin iki boyutlu olarak belirlenmesini sağlar. Bununla birlikte, pürüzlülüğü ölçülen alan yüzeyine profilometre ucu temas ettiği için tarama hattının bitişiğindeki numune yüzeyi zarar görebilir. AFM, seçilen yüzeyin 3 boyutlu nicel ve konfigürasyon ölçümleri gibi daha fazla avantaj sağlamasına rağmen ölçüm için düz bir alan gerektirmektedir. Üç boyutlu optik profilometre, ışığın dalga boyunu kullanarak yüzeylerdeki yükseklik değişimlerini ölçmek için kullanılır. Optik profilometre invaziv değildir ve yüzey morfolojisi ve mekanik özelliklerle ilgili 3 boyutlu bilgi sağlar; yüzey pürüzlülüğünün nicelleştirilmesi nicel analiz için faydalı olabilir. Ölçüm, numune hazırlama gerektirmez ve taranan yüzeyde herhangi bir tahribata yol açmaz(250,251) Slot pürüzlülüğünü ölçmek için braket kanatlarının frezle düzleştirilmesi işlemi gerektirdiği ve bu durumun slot pürüzlülüğü sonucunu etkileyebileceği göz önünde bulundurularak çalışmamızda, AFM yerine 3 boyutlu ölçüm yapan bir optik profilometre kullanılmıştır.

Pürüzlülük Ortalaması (Ra), genellikle yüzey dokusunu değerlendirmek için kullanılan bir parametredir. Ra; yüzey yüksekliğinin mutlak büyüklüğünü ölçer ve ortalama yüzey pürüzlülüğünü temsil eder (139). Çalışmamızda yüzey pürüzlülüğü için en iyi temsil

edici olduğu düşünölen ve çalışmalarda en sık kullanılan Ra parametresi kullanılarak örneklerin yüzey pürüzlölüğü değeriendirilmiştir(63,71,252,253)

5.2.7 Bağlanma dayanımı

Braketlerin koparılması amacıyla en sık bağlanma dayanımı testleri kullanılmaktadır. Bu testler Instron veya benzeri test cihazları ile yapılmaktadır (143,173). Bağlanma dayanımı testlerinde çeşitli tipte koparma başlıkları kullanılmaktadır(254). Çalışmaların çoğunda braketlerin koparılması için bıçak ucu kullanılırken, bazı çalışmalarda tel loop kullanılmıştır(255). Finnema ve arkadaşları kesme bağlanma dayanımı testlerinde tel loop kullanımının çekme stresleri oluşturmaları sebebiyle doğru bir uygulama olmadığını bildirmişlerdir(256). Test sonuçları üzerinde asıl önemli olanın makine uçlarının çeşidi değil, dış-braket arayüzüne temas açısı ve hızı olduğu bildirilmiştir(257,258). Klocke ve arkadaşları, kopma kuvvetinin braketin ligatür oluşuna paralel olarak uygulanmasının farklı açılarda uygulanmasına göre bağlanma dayanımının önemli oranda daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. İnvitro braket koparma testlerinde uygulanan kuvvetlerin hızı 0.1–5.0 mm/dk arasında değışmekle birlikte; çalışmalarda en fazla 0.5 ve 1 mm/dk hızın kullanıldığı rapor edilmektedir(103,259–261). Uç hızının 0.5 mm’den 5.0 mm ‘ye çıkarıldığı ve 1 mm’den 200 mm’ye çıkarıldığı çalışmalarda bağlanma dayanım değerlerinin düştüğü rapor edilmiştir(262). Yine uç hızının 0.1 mm ile 5.0 mm arasında değıştirilerek kıyaslandığı bir başka çalışmada bağlanma dayanımının etkilenmediğı bulunmuştur(258). Bishara ve ark, yaptıkları çalışmada bıçak hızının 5 mm/dk’dan 0.5 mm/dk’ya düştüğünde bağlanma dayanımının arttığını bildirmişlerdir(263). Çalışmamızda universal test cihazı ve uca doğru incelen bir bıçak ucu kullanıldı. Bıçak hızı 0.5 mm/dk olarak ayarlandı.

5.3 Bulguların Değeriendirilmesi

5.3.1 Yüzey Pürüzlölüğü Bulgularının Değeriendirilmesi

Üç farklı taban yapısına sahip seramik braketin slot tabanı yüzey pürüzlölüğüne, 3 boyutlu optik profilometre ile baktığımız çalışmamızda, farklı pH değeriindeki sıvılarda bekletilen bütün braketlerin Ra değerieleri artış göstermiştir. Farklı pH’ daki sıvılar arasında slot tabanı pürüzlölüğünü en çok etkileyen sıvılar mide asidi ve vişne suyu iken, termal siklus uygulaması yüzey pürüzlölüğünde en az artışa sebep olmuştur.

Sonuçlara göre seramik yüzeylerin yüzey pürüzlülüğü, pH değeri düşük olan sıvılardan etkilemiştir, bu durum önceki çalışmaların sonuçlarıyla örtüşmektedir.

Estetik dental materyallerin (lösit cam seramik, feldspatik porselen, rezin matriksli seramik, lityum disilikat, zirkonyum) yüzey pürüzlülüğünün değerlendirildiği bir çalışmada örnekler 45 ve 91 saat boyunca mide asidine daldırılmış ve Ra değerlerine bakılmıştır. Sonuç olarak zirkonyum ve lityum disilikat haricindeki diğer seramiklerin yüzey pürüzlülüğünde anlamlı bir artış olduğu bildirilmiştir (253).

Kamala ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada dental seramik materyaller, %1.23 APF Jel, %16 karbamid peroksit ve kolaya sırasıyla 2 gün, 50 dk ve 60 saat boyunca maruz bırakılmıştır. Sonuç olarak, kola daha yüksek olmak üzere asidik çözeltilerin porselen yüzeyler üzerinde pürüzlülük oluşturabileceği bildirilmiştir(264).

Başka bir çalışmada farklı estetik dental materyalleri elma suyu, portakal suyu ve kolada bekletmişler daha sonra yüzey sertlik değerlerini incelemişlerdir. Meyve sularının içindeki sitrik asidin diş rengindeki malzemeler için koladaki fosforik asitten daha büyük bir aşındırıcı tehdit oluşturduğu gösterilmiştir(265). Bizim çalışmamızda da benzer şekilde slot tabanı pürüzlülüğünü en çok etkileyen sıvılar mide asidi ve vişne suyu olmuştur.

Gruplar arası karşılaştırmada braketlerin başlangıç yüzey pürüzlülükleri arasında anlamlı fark olmaması ve pürüzlülük değerlerinin farklı sıvılarda etkilenme oranlarının aynı olmasının sebebi braketlerin materyallerinin (polikristalin alümina seramik) benzer olması olabilir.

Yüzey pürüzlülüğü üzerine daha önce birçok çalışma (62,63,71,247,266,267) yapılmıştır. Bu çalışmalardan bazıları sürtünme özelliklerini, yüzey pürüzlülüğünü, ligasyon yöntemini vb. değerlendirmiştir. Bildiğimiz kadarıyla, çalışmamız seramik braket slot pürüzlülüğünün asidik sıvılardan etkilenip etkilenmediğini araştıran ilk çalışmadır.

Dişin organik bir yapı olması sebebiyle mide asidinde bekletilme süresi 24 saat olarak belirlendi. Suleiman ve arkadaşlarının 2015'te yaptığı bir çalışmada mide asidine 96 saat maruz bırakılan örneklerin, ciddi reflüsü olan hastalarda klinik olarak 10 yıllık bir

süreye denk olduğu ifade edilmiştir(106). Ortodontik tedavilerin 1-2 sene olması sebebiyle braketlerin 24 saatlik maruziyet süresinin çalışmamız için yeterli olduğu düşünülmüştür.



Şekil 5. 1. Mide asidinde 24 saat bekleyen örnek

5.3.2 Renk Ölçüm Bulguları Değerlendirilmesi

Farklı pH'daki sıvılar içerisinde, materyallerin $\Delta E1$ değerlerini en çok mide asidi etkilemiştir.

Farklı pH'daki sıvılar içerisinde, materyallerin $\Delta E2$ değerlerini en çok kahve ve kola etkilemiştir.

Termal siklus uygulaması ve yapay tükürüğün ise renk değişiminde belirgin bir etkisi olmamıştır.

Termal siklus uygulanan ve aynı sıvılarda bekletilen farklı braket grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır.

Çalışmamızda bulunan termal siklus sonrası renk değişimleri, Lee ve arkadaşlarının plastik ve seramik braketleri termal siklus işlemine tabi tuttuktan sonra renk değişimini incelediği çalışmalarıyla benzer sonuçlar göstermiştir(193).

Yirmi dört saat maruziyet sonunda en yüksek renk değişimi mide asidinde bekletilen örneklerde ölçülmüştür. Cengiz ve arkadaşları farklı estetik kompozit materyalleri 24 saat mide asidinde beklettikten sonra, yüzey pürüzlülüklerini ve renklenmesini ölçmüştür. Sonuç olarak simüle edilmiş mide asidine maruz bırakılan dört farklı

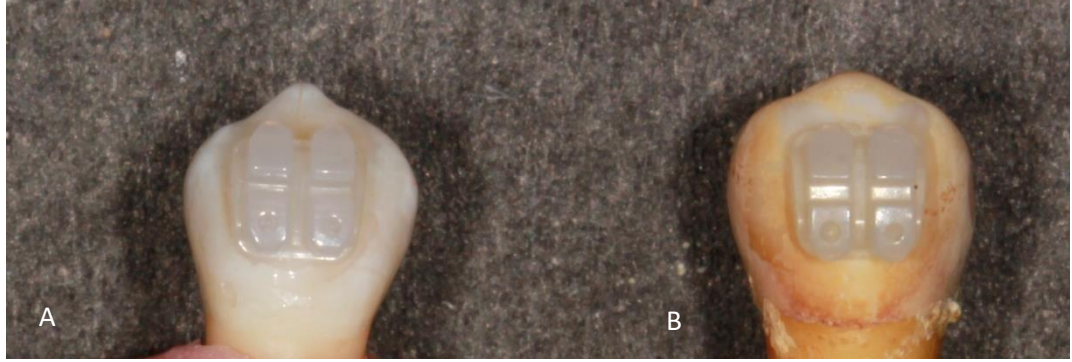
kompozitin renk stabilitesi, yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertliğinin önemli ölçüde etkilendiği rapor edilmiştir. Ayrıca mide asidinin renk değişimi üzerinde önemli bir etkisi olduğunu bildirmişlerdir (240).

Çalışmamızda dişler yapıştırıcı kompozit ile dişe yapıştırıldıktan sonra renk değişimine bakıldığı için adeziv renk değişimlerinin seramik braketlerin altından yansımalarının da braketlerin renk değişimlerinde etkili bir faktör olabileceği düşünülmektedir.

Üç farklı seramik ve üç farklı plastik braketin renk değişiminin incelendiği bir çalışmada örnekler 10 gün boyunca farklı sıvılarda bekletilmiştir. Araştırmacılar örneklerin sıvılarda bir gün bekletildiğinde in vivo olarak az tüketime, beş gün bekletildiğinde sık tüketime, 10 gün bekletildiğinde ise aşırı tüketime karşılık geldiğini düşünmüşlerdir. Kırmızı şarapta, çayda ve kahvede bekletilen tüm seramik ve plastik braketlerin beş gün sonra renk değişikliğinde istatistiksel olarak belirgin bir artış olmuştur(221). Benzer şekilde çalışmamızda kahve en çok renklenmeye sebep olan sıvılardan biri olmuştur.

Faltermeier ve arkadaşları estetik braketlerin renk stabilitesini araştırdıkları çalışmalarında braketleri yaşlandırdıktan sonra 3 gün boyunca kırmızı şarap çay ve kahvede bekletmişlerdir. Sonuç olarak kompozit malzemelerden veya modern polimerlerden (polioksimetilen) oluşan yeni geliştirilmiş plastik braketlerin bile uzun vadede klinik olarak kabul edilemez renk stabilitesine sahip olabileceğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda renklendirici sıvılarda bekletilme süresi 3 gün olarak belirlenmiş ve klinikte bireylerin sıvılara maruz kalma süresinin farklı olacağı düşünülerek 24. saatte ve 3. günde de ölçümler yapılmıştır. Fraunhofer ve arkadaşları çalışmalarında, 336 saatlik test periyodunun (sıvılarda bekletme) yaklaşık 13 yıllık süreye denk olduğunu belirtmişlerdir. Bu sürenin çocukların ve genç yetişkinlerin renklendirici etkisi olan içeceklerden etkilenmesinin değerlendirilmesi için makul bir süre olduğunu bildirmişlerdir(268). Braketlerin ağızda 1-2 sene kalma süresi düşünüldüğünde sıvılarda 3 gün bekletilme süresinin braketlerin renklenme ölçümü için uygun olduğunu düşünmekteyiz. Ayrıca 3 gün gibi kısa bir sürede bile braketlerde gözle görülür renk değişimleri elde edilmiştir ($\Delta E > 3.3$).



Şekil 5. 2. A. Rastgele seçilen bir örneğin başlangıç görüntüsü. B. Aynı tip braketin kolada bekletildikten sonra gözler ayırt edilebilen belirgin renk değişimi

Literatürdeki benzer çalışmalar dikkate alınarak çalışmamızda kullandığımız sıvılar pH değişimini önlemek amacıyla her gün yenisi ile değiştirilmiştir(269,270)

Çalışmalarda ağız ortamı sıcaklık değişimlerini in vitro ortama uyarlamak için, sıvılarda bekletme süresi boyunca örneklerin 37°C sıcaklıkta tutulduğu görülmektedir(215). Örneklerimiz benzer olarak, sıvılarda beklediği sürece 37°C’de etüvde saklanmıştır (Şekil 5.3).



Şekil 5. 3. Etüv cihazı (NUVE, EN055, Ankara, Türkiye)

5.3.3 Bağlanma Dayanımı Bulgularının Değerlendirilmesi

Çalışmamızda kullanılan 3M konvansiyonel, 3M APC II, 3M Flash-free braketlerin bağlanma dayanımı değerleri incelendiğinde, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur, en yüksek bağlanma dayanımı konvansiyonel seramik braketlerde

görülürken en düşük değer flash-free braketlerde görülmüştür. Ancak termal siklus uygulanan ve aynı sınıflarda bekletilen farklı braketlerin arasında bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu sonuçlar Bearn ve arkadaşları, Wong ve Power, Cal Neto JP ve Ansari' nin çalışmaları ile uyumludur. Bu çalışmalar, Transbond XT ile manuel olarak kaplanmış ve yapıştırılmış braketlerin ortalama bağlanma değerinin, tabanı önceden adezivle kaplanmış braketlerden önemli ölçüde yüksek olduğunu bildirmişlerdir (49,271–273).

Benzer olarak invitro bir çalışmada 60 adet sıgır kesici dişleri üzerine tabanı önceden adeziv ile kaplı ve konvansiyonel braketler yapıştırılıp 2 farklı ışın cihazı (halojen ve xenon) ile polimerize edilerek birbirleri ile karşılaştırılmıştır. Tüm gruplar arasında, halojen ışın cihazı ile polimerize edilen konvansiyonel braketler en yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir (5).

Başka bir çalışmada çekilmiş premolar dişler üzerine Transbond XT ile yapıştırılmış farklı taban tasarımlarına sahip dört grup seramik braket (APC Flash free, mikrokristal tabanlı Clarity Advanced, polimer ağ tabanlı InVu, patentli boncuk bilye tabanlı Inspire Ice braket) ve bir grup metal braketin (mekanik ağ tabanlı Gemini braket) bağlanma dayanımı karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak, en yüksek bağlanma dayanımı mikrokristal tabanlı Clarity Advanced braketlerde, en düşük bağlanma dayanımı ise InVu seramik braketlerde bulunmuştur (271)

Marc ve arkadaşları çekilmiş mandibuler premolar dişlere APC flash-free, APC Plus ve konvansiyonel seramik braketleri yapıştırarak bağlanma dayanımlarını ölçmüşlerdir. Bütün dişler %36 oranında fosforik asit ile pürüzlendirilmiş ardından Transbond XT primer uygulanmıştır. Daha sonra konvansiyonel braketler için Transbond XT yapıştırıcı uygulanmış ve üç grup braket dişlere yapıştırılmıştır. Bağlanma dayanım testi sonuçları incelendiğinde en düşük bağlanma dayanımı gösteren braketler APC flash free braketler olmuştur. Çalışmanın Lee ve Kanavakis' in çalışmasından farklı sonuçları olmasının farklı diş yüzey hazırlama işlemleri ile ilişkili olabileceği bildirilmiştir(274).

Çalışmamızın sonuçlarından farklı sonuçlar bildiren çalışmalarda olmuştur. Bu çalışmalardan bazıları aşağıdaki gibidir;

Ash ve Hay 1996 yılında yaptıkları klinik çalışmalarında, hastaların yarısında tabanı önceden adeziv ile kaplanmış braketler (APC) diğer yarısında ise kimyasal adeziv ile yapıştırdıkları konvansiyonel braketler kullanmışlardır. Her iki grupta braket yapıştırma zamanı ölçülmüş ve hastalar 3 ay boyunca izlenmiştir. Braket yapıştırma zamanı açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir. Braket kopma dayanımlarına bakıldığında ise tabanı önceden adezivle kaplanmış braketlerde anlamlı düzeyde daha az braket düştüğü saptanmıştır (275).

Bishara ve arkadaşları, tabanı önceden adeziv ile kaplanmış ve konvansiyonel braketlerin bağlanma dayanıklılıklarını karşılaştırdıkları çalışmalarında metal ve seramik braketler kullanmışlardır. Tabanı önceden kaplanmış metal braketlerin bağlanma dayanıklılığının konvansiyonel braketlere göre daha düşük olduğunu belirlemiş ancak; seramik braketler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır(202).

Başka bir çalışmada invitro olarak, tabanı önceden adeziv ile kaplanmış braketler, Transbond XT ve kimyasal bir yapıştırıcı olmak üzere 2 farklı yapıştırıcı ile karşılaştırılmıştır. APC braketlerin, Transbond XT ile yapıştırılan konvansiyonel braketlere benzer bağlanma mukavemetlerine sahip olduğu tespit edilmiştir(276).

Kula ve arkadaşlarının yaptığı bir klinik çalışmada konvansiyonel ve tabanı önceden adeziv ile kaplanmış braketler karşılaştırılmıştır. Hastalar 12 ay boyunca izlenmiş ve braketlerin kopma oranları değerlendirilmiştir. Ancak gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır(277).

Bishara ve arkadaşlarının 60 adet çekilmiş molar diş kullanarak yaptıkları invitro çalışmada konvansiyonel ve tabanı önceden adeziv ile kaplanmış (APCI, APCII) braketlerin bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Bulgular, iki farklı önceden yapıştırıcı ile kaplanmış metal braket üzerinde kullanılan farklı doldurucu içeriğine sahip yapıştırıcının bağlanma dayanımlarının, geleneksel yapıştırıcı kullanılan konvansiyonel braketler ile elde edilenlerden önemli ölçüde farklı olmadığını göstermiştir (278).

2003 yılında Wong ve Power 33 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada tabanı önceden adeziv ile kaplanmış ve konvansiyonel metal braketleri karşılaştırmış ve iki braket

arasında hem braket yapıştırma süreleri hem de braket kopma oranları açısından anlamlı bir fark olmadığını bulmuşlardır(272).

Hirani ve Sherrieff ‘ in çekilmiş premolar dişler üzerinde yaptıkları bir çalışmada tabanı önceden adeziv ile kaplanmış braketler (APCI ve APCII) ve konvansiyonel braketler self-etch primer kullanılarak yapıştırılmış ve bağlanma dayanımları kıyaslanmıştır. Üç grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır(279).

Guzman ve arkadaşlarının 2013 yılında yaptıkları çalışmada çekilmiş sığır kesici dişlerine self ligating metal braket, konvansiyonel metal braket ve tabanı önceden adeziv ile kaplanmış (APCII) braketleri yapıştırılmış ve 3 farklı zamanda bağlanma dayanımları karşılaştırılmıştır. Tabanı önceden kaplanmış braketlerin konvansiyonel braketlere göre bondingten hemen sonra anlamlı derecede yüksek bağlanma değeri gösterdiğini belirtmişlerdir. Braketler yapıştırıldıktan 24 saat sonra ve termal siklusa girdikten sonra ise gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmadığı bildirilmiştir(280).

Vicente ve Bravo’ nun 2007 yılında çekilmiş premolar dişler üzerinde yaptıkları bir çalışmada astar olarak self-etch primer kullanarak konvansiyonel ve tabanı önceden adezivle kaplanmış (APC Plus) metal braketleri dişlere yapıştırmışlar ve bağlanma dayanımları ile braket koparıldıktan sonra diş yüzeyi üzerinde kalan adeziv miktarını değerlendirmişlerdir. Bağlanma dayanımı açısından iki grup arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ancak APC plus braketler koparıldıktan sonra diş üzerinde daha az adeziv kaldığı gözlenmiştir(281).

Yakın zamanda piyasaya sürülen flash free braketlerle ilgili çalışmalar sınırlı sayıdadır. Grunheid ve arkadaşlarının çekilmiş sığır dişleri üzerinde yaptıkları çalışmada APC Flash Free seramik braketler APC II seramik braketler kıyaslanmış, adeziv tabakaya mikro sızıntıyı ölçmek için mikro bilgisayarlı tomografi kullanılmıştır. Sonuç olarak her iki yapıştırıcı için de mikro sızıntının minimum düzeyde olduğu ve iki yapıştırıcı arasında önemli bir fark olmadığı bulunmuştur(282).

Lee ve Kanavakis’in invitro çalışmalarında çekilmiş premolar dişler üzerine APC Flash Free, APC Plus ve konvansiyonel seramik braketleri yapıştırılmış ve örneklerin braket yapıştırma zamanları, bağlanma dayanımları ve artık adeziv miktarı açısından karşılaştırmıştır. Sonuç olarak diğer yapıştırma yöntemleriyle karşılaştırıldığında, APC

Flash-Free braketlerin bağlanma dayanımının anlamlı ölçüde daha fazla olduğu, toplam braket yapıştırma zamanının diğer gruplara kıyasla daha az olduğu ve artık adeziv miktarının daha fazla olduğu bulunmuştur (52).

Çalışmalarda farklı sonuçlar alınmasının pek çok sebebi olabilir. Bağlanma dayanımı uygulanan bonding ajanına, kullanılan yapıştırma tekniğine, asitleme süresine, kullanılan asidin konsantrasyonuna, diş mine yüzeyinin hazırlanma işlemine ve braket tabanının karakteristik özelliklerine bağlıdır. Braket yapıştırma işlemindeki herhangi bir farklı uygulama literatürdeki çalışmaların sonuçlarının farklı olmasına sebep olabilir.

5.4 Çalışmamızın Kısıtlılıkları

Bu çalışmanın in vivo koşullarla karşılaştırılması bazı sınırlamaları beraberinde getirmektedir. Ağız ortamındaki mikrobiyal floranın pürüzlülük ve renklenmeye etkisinin bilinmemesi, tükürüğün oral pH'ı tamponlayıcı etkisi ve diş fırçalamanın mekanik temizleyici etkisinin taklit edilememiş olması çalışmamızın sınırlarındandır.

6. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında üç farklı taban yapısına sahip seramik braketin, in vitro ortamda pürüzlülük, renklenme ve bağlanma dayanımı değerleri incelenmiştir ve elde edilen sonuçlar aşağıda belirtilmiştir.

1. Solüsyonların tamamı tüm braketlerin slot yüzeyindeki pürüzlülüğü arttırmıştır. Artan sürtünmenin tedavi süresini uzatabileceği unutulmamalıdır.
2. Farklı pH değerindeki sıvılar içerisinde $\Delta E1$ değerini en çok etkileyen sıvı mide asidi olmuştur. $\Delta E2$ değerini en çok etkileyen sıvıların ise kola ve kahve olduğu bulunmuştur. Termal siklus uygulamasının ve yapay tükürüğün ise renk değişiminde belirgin bir etkisi olmamıştır.
3. Üç grup arasında konvansiyonel seramik braketler en yüksek bağlanma dayanımı değerine sahip iken en düşük değer APC Flash-free braketlerde bulunmuştur.
4. Farklı Ph değerindeki sıvılar braketlerin bağlanma dayanımını belirgin olarak azaltmaktadır. Ancak mide asidinde 24 saat bekletildikten sonra dahi bağlanma dayanımı değeri klinik olarak kabul edilir düzeydedir.
5. Farklı sıvılarda bekletilmiş aynı tip braketlerin ARI skoru değerleri incelendiğinde aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır

7. KAYNAKLAR

1. Tai S. Clear Aligner Techniques [Internet] Huffman L, editor. Quintessence Publishing Co, Inc 2018: 1–2 p.
2. Wahl N. Orthodontics in 3 millennia. Chapter 1: Antiquity to the mid-19 th century. Am J Orthod Dentofac Orthop 2005; 127(2):255–9.
3. Gange P. The evolution of bonding in orthodontics. Am J Orthod Dentofac Orthop 2015 Apr 1; 147(4):S56–63.
4. Jonke E, Franz A, Freudenthaler J, König F, Bantleon HP, Schedle A. Cytotoxicity and shear bond strength of four orthodontic adhesive systems. Eur J Orthod 2008; 30(5):495–502.
5. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Klersy C. Halogen versus high-intensity light-curing of uncoated and pre-coated brackets: A shear bond strength study. J Orthod 2002; 29(1):45–50.
6. Scott BA, Felix CA, Price RBT. Effect of disposable infection control barriers on light output from dental curing lights. J Can Dent Assoc (Tor) 2004; 70(2):105–10.
7. Foersch M, Schuster C, Rahimi RK, Wehrbein H, Jacobs C. A new flash-free orthodontic adhesive system: A first clinical and stereomicroscopic study. Angle Orthod 2016; 86(2):260–4.
8. Northrup RG, Berzins DW, Thomas ;, Bradley G, Schuckit W. Shear Bond Strength Comparison between Two Orthodontic Adhesives and Self-Ligating and Conventional Brackets. Angle Orthod 2007; 77.
9. Ferguson JW, Read MJ, Watts DC. Bond strengths of an integral bracket-base combination: an in vitro study. Eur J Orthod 1984 Nov; 6(4):267–76.
10. Tavares SW, Consani S, Nouer DF, Magnani MBBDA, Nouer PRA, Martins LM. Shear bond strength of new and recycled brackets to enamel. Braz Dent J 2006; 17(1):44–8.
11. Quick AN, Harris AMP, Joseph VP. Office reconditioning of stainless steel orthodontic attachments. Eur J Orthod 2005 Jun; 27(3):231–6.
12. González-Serrano C, Baena E, Fuentes MV, Albaladejo A, Míguez-Contreras M, Lagravère MO, et al. Shear bond strength of a flash-free orthodontic adhesive system after thermal aging procedure. J Clin Exp Dent 2019; 11(2):e154–61.
13. Kim J, Kanavakis G, Finkelman MD, Lee M. Microleakage under ceramic flash-free orthodontic brackets after thermal cycling. Angle Orthod 2016 Nov 1; 86(6):905–8.
14. Bazargani F, Magnuson A, Löthgren H, Kowalczyk A. Orthodontic bonding with

- and without primer: A randomized controlled trial. *Eur J Orthod* 2016 Oct 1; 38(5):503–7.
15. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; 34(6):849–53.
 16. Zachrisson BU. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod* 1977; 71(2):173–89.
 17. Hu H, Li C, Li F, Chen J, Sun J, Zou S, et al. Enamel etching for bonding fixed orthodontic braces. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2013: 11
 18. Najafi Abrandabadi A, Sheikh-Al-Eslamian SM, Panahandeh N. Temperature Rise Induced by Light Curing Unit Can Shorten Enamel Acid-Etching Time. *J Dent (Tehran)* 2015 Dec; 12(12):921–5.
 19. Silverstone LM. Fissure sealants: Laboratory studies. *Caries Res* 1974; 8(1):2–26.
 20. Barkmeier WW, Erickson RL, Kimmes NS, Latta MA, Wilwerding TM. Effect of enamel etching time on roughness and bond strength. *Oper Dent* 2009 Mar; 34(2):217–22.
 21. Patcas R, Eliades T. Enamel alterations due to orthodontic treatment. *Orthodontic Applications of Biomaterials* 2017: 221–239 p.
 22. Hobson RS, McCabe JF, Hogg SD. Bond strength to surface enamel for different tooth types. *Dent Mater* 2001 Mar 1; 17(2):184–9.
 23. Mandall NA, Millett DT, Mattick CR, Hickman J, Worthington H V., Macfarlane T V. Orthodontic adhesives: A systematic review. *J Orthod* 2002; 29(3):205–10.
 24. Mandall NA, Hickman J, Macfarlane T V., Mattick RCR, Millett DT, Worthington H V. Adhesives for fixed orthodontic brackets. *Cochrane Database of Systematic Reviews*: 2018
 25. Powers JM, Kim HB, Turner DS. Orthodontic adhesives and bond strength testing. *Semin Orthod* 1997; 3(3):147–56.
 26. Markovi E, Gli B, Šć I, Markovi D, Jekanovi V. *Journal of Metallurgy* January 2014; 78–88.
 27. Millett DT, McCluskey LA, McAuley F, Creanor SL, Newell J, Love J. A Comparative Clinical Trial of a Compomer and a Resin Adhesive for Orthodontic Bonding. *Angle Orthod* 2000 Jun; 70(3):233–40.
 28. Tay FR, Pashley DH. Have Dentin Adhesives Become Too Hydrophilic? Vol. 69, *Journal of the Canadian Dental Association*: 2003.
 29. Muñoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NHC. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent* 2013

May 1; 41(5):404–11.

30. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater* 2011 Jan 1; 27(1):1–16.
31. Kiremitçi DA, Altinci DP. Self-Etch Adeziv Sistemlerde Güncel Gelişmeler Bölüm I : Farklı Özelliklerde Diş Sert Dokularına Bağlanma Etkinliği. *Hacettepe Diş Hekim Fakültesi Derg* 2008; 4(32):33–48.
32. Sarr M, Benoist F, Bane K, Aidara A, Seck A, Toure B. Bonding effectiveness of self-etch adhesives to dentin after 24 h water storage. *J Conserv Dent* 2018; 21(2):142.
33. Begüm Berkmen D, Yamanel K, Arhun N, Üniversitesi. Classification of Adhesive Systems. *A.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2019; 46(2):115-126
34. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren J. Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2001 Jun 1; 119(6):621–4.
35. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *J Dent Res* 2005; 84(2):118–32.
36. Faltermeier A, Behr M. Effect of bracket base conditioning. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2009; 135(1):12.e1-12.e5.
37. Oh KT, Choo SU, Kim KM, Kim KN. A stainless steel bracket for orthodontic application *European Journal of Orthodontics*, Volume 27, Issue 3, June 2005, Pages 237–244.
38. Dorminey JC, Dunn WJ, Taloumis LJ. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a modified 1-step etchant-and-primer technique. *Orthop* 2003 Oct 1; 124(4):410–3.
39. Lopes Filho H, Maia LEG, Araújo MVA, Ruellas ACO. Influence of optical properties of esthetic brackets (color, translucence, and fluorescence) on visual perception. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2012; 141(4):460–7.
40. Russell JS. Current products and practice: Aesthetic orthodontic brackets. *J Orthod* 2005; 32(2):146–63.
41. Elekdag-Türk S, Yilmaz (née Huda Ebulkbash) H. Ceramic Brackets Revisited In: *Current Approaches in Orthodontics*. Intech Open 2019
42. Sifakakis I, Eliades T. Adverse reactions to orthodontic m. *J* 2017 Mar 1; 62:20–8.
43. Elekdag-Türk S. In vitro evaluation of a ceramic bracket with a laser-structured base. *BMC Oral Health* 2020; 20: 17.

44. Kitahara-Céia FMF, Mucha JN, dos Santos PAM. Assessment of enamel damage after removal of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2008 Oct; 134(4):548–55.
45. Pham D, Bollu P, Chaudhry K, Subramani K. Comparative evaluation of orthodontic bracket base shapes on shear bond strength and adhesive remnant index: An in vitro *J Clin Exp Dent*. 2017 Jul 1;9(7):e848-e854.
46. Shyagali TR, Bhayya DP, Urs CB, Subramaniam S. Finite element study on modification of bracket base and its effects on bond strengthth. *Dental Press J Orthod* Mar-Apr 2015;20(2):76-82.
47. Ghazanfari R, Nokhbatolfoghahaei H, Alikhasi M. Laser-Aided ceramic bracket debonding: A comprehensive reviewces. *Laser Application in Medical Sciences Research Center* 2016: p. 2–11.
48. Yang L, Yin G, Liao X, Yin X, Ye N. A novel customized ceramic bracket for esthetic orthodontics: in vitro study Alakttash AM, Fawzi M, Bearn D. Adhesive precoated bracket systems and operator coated bracket systems: Is there any difference? A systematic review and meta-analysis. *Angle Orthod* 2019; 89(3):495–504.
50. Bearn DR, Aird JC, McCabe JF. Ex vivo bond strength of adhesive precoated metallic and ceramic brackets. *Br J Orthod* 1995 Aug;22(3):233-6. doi: 10.1179/bjo.22.3.233
51. Sibi A, Kumar S, Sundareswaran S, Philip K, Pillai B. An in vitro Evaluation of Shear Bond Strength of Adhesive Precoated Brackets. *J Indian Orthod Soc* 2014; 48(2):93–9.
52. Lee M, Kanavakis G. Comparison of shear bond strength and bonding time of a novel flash-free bonding system. *Angle Orthod* 2016 Mar 1; 86(2):265–70.
53. Bishara SE, Laffoon JF, VonWald L, Warren JJ. The effect of repeated bonding on the shear bond strength of different orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2002 May 1; 121(5):521–5.
54. Ahmed T, Rahman NA, Alam MK. Assessment of in vivo bond strength studies of the orthodontic bracket-adhesematic review. *European Journal of Dentistry* 2018 Apr 1; 9(4):e550–5.
57. Katona TR, Long RW. Effect of loading mode on bond strength of orthodontic brackets bonded with 2 systems. *Orthop* 2006 Jan; 129(1):60–4.
58. Greenlaw R, Way DC, Galil KA. An in vitro evaluation of a visible light-cured resin as an alternative to conventional resin bonding systemsfac. *Orthop* 1989; 96(3):214–20.
59. Reynolds IR. A Review of Direct Orthodontic Bonding. *Br J Orthod* 1975; 89(1):70–2.

61. Retief DH. tal adhesive etched enamel interface. *J Oral Rehabil* 1974; 1(3):265–84.
62. Liu X, Lin J, Ding P. Changes in the surface roughness and friction coefficient of orthodontic bracket slots before and after treatment. *Scanning* 2013; 35(4):265–72.
63. Doshi UH, Bhad-Patil WA. Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2011 Jan.
64. Agarwal CO, Vakil KK, Mahamuni A, Tekale PD, Gayake P V., Vakil JK. Evaluation of surface roughness of the bracket slot floor—a 3D perspective study. *Prog Orthod* 2016; 17(1).
65. Eliades T, Bourauel C. Intraoral aging of orthodontic materials: The picture we miss and its clinical relevance. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2005; 127(4):403–12.
66. Gioka C, Eliades T. Materials-induced variation in the torque expression of preadjusted appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2004; 125(3):323–8.
67. Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989; 96(5):397–404.
68. Tholt B, Miranda WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper Dent* 2006 Jul 1; 31(4):442–9.
69. Jung M, Bruegger H, Klimek J. Surface Geometry of Three Packable and One Hybrid Composite after Polishing. *Oper Dent* 2003 Nov; 28(6):816–24.
70. Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Grégoire G. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent* 2006 Jan 1; 31(1):39–46.
71. Choi SH, Kang DY, Hwang CJ. Surface roughness of three types of modern plastic bracket slot floors and frictional resistance. *Angle Orthod* 2014; 84(1):177–83.
72. Heintze SD, Forjanic M, Rousson V. Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dent Mater* 2006 Feb 1; 22(2):146–65.
73. Saghiri MA, Asgar K, Lotfi M, Karamifar K, Saghiri AM, Neelakantan P, et al. Back-scattered and secondary electron images of scanning electron microscopy in dentistry: a new method for surface analysis. *Acta Odontol Scand* 2012 Dec 18; 70(6):603–9.

74. Paradella TC, Bottino MA. Scanning Electron Microscopy in modern dentistry research. *Brazilian Dent Sci* 2012; 15(2).
75. Bourauel C. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscope, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod* 1998 Feb 1; 20(1):79–92.
76. Zinelis S, Eliades T, Eliades G, Makou M, Silikas N. Comparative assessment of the roughness, hardness, and wear resistance of aesthetic bracket materials. *Dent Mater* 2005 Sep; 21(9):890–4.
77. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *J Prosthet Dent* 2009 Mar 1; 101(3):193–9.
78. Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. *Dent Clin North Am* 2004; 48(2):341–58.
79. Cochrane S. The Munsell Color System: A scientific compromise from the world of art. *Stud Hist Philos Sci Part A* 2014; 47:26–41.
80. Paravina RD. *PJ. Esthetic color training in dentistry Elsevier- Mosby* 2004; 2004(4).
81. Lee YK. Comparison of CIELAB ΔE^* and CIEDE2000 color-differences after polymerization and thermocycling of resin composites. *Dent Mater* 2005 Jul 1; 21(7):678–82.
82. Reeder AI, Iosua E, Gray AR, Hammond VA. Validity and reliability of the munsell soil color charts for assessing human skin color. *Cancer Epidemiol Biomarkers Prev* 2014 Oct 1; 23(10):2041–7.
83. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *J Prosthet Dent* 1973; 29(4):416–24.
84. Grum F, Witzel RF, Stensby P. Evaluation of Whiteness. *J Opt Soc Am* 1974; 64(2):210–5.
85. Sharma A. Understanding color management. *IPA Bull* 2005; 94(6):16–21.
86. Köse E, Şahinbaşkan T. Renk Yönetiminde Kullanılan Standart ICC Profillerinin Türkiye’de Oluşturulmuş Bazı Profiller ile Karşılaştırılması. *Politek Derg J Polytech Cilt* 2008; 11(4):365–71.
87. Seghi RR, Johnston WM, O’Brien WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J Prosthet Dent* 1986; 56(1):35–40.
88. Johnston WM, Kao EC. Assessment of Appearance Match by Visual Observation and Clinical Colorimetry. *J Dent Res* 1989; 68(5):819–22.
89. O’Brien WJ. Dental materials and their selection 2008;(4):378.

90. WT W. Proposed Guidelines for the Acceptance Program for Dental Shade Guides. *Am Dent Assoc* 1987;1–2.
91. Kuehni RG, Marcus RT. An Experiment in Visual Scaling of Small Color Differences. *Color Res Appl* 1979 Jun 1; 4(2):83–91.
92. Nimeroff I. *Colorimetry* Washington, DC: National Bureau of Standards Monograph 1968.
93. Lagouvardos PE, Fougia AG, Diamantopoulou SA, Polyzois GL. Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection devices in matching and measuring tooth color. *J Prosthet Dent* 2009 Jan 1; 101(1):40–5.
94. Bahannan SA. Shade matching quality among dental students using visual and instrumental methods. *J Dent* 2014 Jan 1; 42(1):48–52.
95. Klemetti E, Matela AM, Haag P, Kononen M. Shade selection performed by novice dental professionals and colorimeter. *J Oral Rehabil* 2006 Jan; 33(1):31–5.
96. Collins LZ, Maggio B, Liebman J, Blanck M, Lefort S, Waterfield P, et al. Clinical evaluation of a novel whitening gel, containing 6% hydrogen peroxide and a standard fluoride toothpaste. *J Dent* 2004 Jan 1; 32(2):13–7.
97. Westland S, Luo W, Ellwood R, Brunton P, Pretty I. *Colour Assessment in Dentistry* Vol. 2007.
98. Joiner A, Luo W. Tooth colour and whiteness: A review. *J Dent* 2017 Dec 1; 67:S3–10.
99. Chen H, Huang J, Dong X, Qian J, He J, Qu X, et al. A systematic review of visual and instrumental measurements for tooth shade matching. *Quintessence Int* 2012 Sep; 43(8):649–59.
100. Llana C, Lozano E, Amengual J, Forner L. Reliability of two color selection devices in matching and measuring tooth color. *J Contemp Dent Pract* 2011; 12(1):19–23.
101. Lim HN, Yu B, Lee YK. Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. *J Prosthet Dent* 2010 Oct 1; 104(4):239–46.
102. Lim HN, Yu B, Lim JI, Lee YK. Correlations between spectroradiometric and spectrophotometric colors of all-ceramic materials. *Dent Mater* 2010 Nov 1; 26(11):1052–8.
103. Liu JK, Chung CH, Chang CY, Shieh D Bin. Bond strength and debonding characteristics of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2005; 128(6):761–5.
104. Oz AA, Oz AZ, Arici S. In-vitro bond strengths and clinical failure rates of metal brackets bonded with different light-emitting diode units and curing times. *Am J*

Orthod Dentofac Orthop 2016 Feb 1; 149(2):212–6.

105. Lee YK. Changes in the reflected and transmitted color of esthetic brackets after thermal cycling. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2008; 133(5):641.e1-641.e6.
106. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Shahramian K, Hupa L, Donovan TE, Vallittu P, et al. Impact of gastric acidic challenge on surface topography and optical properties of monolithic zirconia. *Dent Mater* 2015 Dec 1; 31(12):1445–52.
107. Topcu FT, Sahinkesen G, Yamanel K, Erdemir U, Oktay EA, Ersahan S. Influence of Different Drinks on the Colour Stability of Dental Resin Composites. *Eur J Dent* 2009 Jan; 03(01):50–6.
108. Oncag G, Tuncer AV, Tosun YS. Acidic soft drinks effects on the shear bond strength of orthodontic brackets and a scanning electron microscopy evaluation of the enamel. *Angle Orthod* 2005; 75(2):247–53.
109. Grünheid T, Larson BE. Comparative assessment of bonding time and 1-year bracket survival using flash-free and conventional adhesives for orthodontic bracket bonding: A split-mouth randomized controlled clinical trial. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2018; 154(5):621–8.
110. Årtun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod* 1984; 85(4):333–40.
111. Henkin F de S, de Macêdo É de OD, Santos K da S, Schwarzbach M, Samuel SMW, Mundstock KS. In vitro analysis of shear bond strength and adhesive remnant index of different metal brackets. *Dental Press J Orthod* 2016; 21(6):67–73.
112. Zielinski V, Reimann S, Jäger A, Bourauel C. Vergleich der Scherhaftfestigkeiten von Kunststoff- und Keramik brackets. *J Orofac Orthop* 2014 Aug 28; 75(5):345–57.
113. Eliades T BW. Orthodontic applications of biomaterials. (1st ed.), Woodhead Publishing Elsevier 2017: 191–206 p.
114. Pickett KL, Sadowsky ; P Lionel, Ortho D, Dent M, Jacobson A, Lacefield W. Orthodontic In Vivo Bond Strength: Comparison with In Vitro Results [Internet]Vol. 71, *Angle Orthodontist*. 2001.
115. Reynolds IR, von Fraunhofer JA. Direct bonding of orthodontic attachments to teeth: the relation of adhesive bond strength to gauze mesh size. *Br J Orthod* 1976; 3(2):91–5.
116. Ostertag AJ, Dhuru VB, Ferguson DJ, Meyer RA. Shear, torsional, and tensile bond strengths of ceramic brackets using three adhesive filler concentrations. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1991; 100(3):251–8.
117. Hobson RS, Ledvinka J, Meechan JG. The effect of moisture and blood

- contamination on bond strength of a new orthodontic bonding material. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2001; 120(1):54–7.
118. Lopez JI. Retentive shear strengths of various bonding attachment bases. *Am J Orthod* 1980; 77(6):669–78.
 119. Park MG, Ro JH, Park JK, Ko CC, Kwon YH. Effect of a DPSS laser on the shear bond strength of ceramic brackets with different base designs. *Lasers Med Sci* 2013 Nov; 28(6):1461–6.
 120. Kukiattrakoon B, Samruajbenjakul B. Shear bond strength of ceramic brackets with various base designs bonded to aluminous and fluorapatite ceramics. *Eur J Orthod* 2010 Feb; 32(1):87–93.
 121. Harris AMP, Joseph VP, Rossouw PE. Shear peel bond strengths of esthetic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1992; 102(3):215–9.
 122. Karamouzou A, Athanasiou AE, Papadopoulos MA. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: A comprehensive review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997; 112(1):34–40.
 123. Viazis AD, Cavanaugh G, Bevis RR. Bond strength of ceramic brackets under shear stress: An in vitro report. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990; 98(3):214–21.
 124. Gittner R, Müller-Hartwich R, Engel S, Jost-Brinkmann PG. Scherfestigkeiten und Schmelzausrissverhalten der Keramikbrackets Fascination® und Fascination® 2J Orofac Orthop 2012 Jan; 73(1):49–57.
 125. Falkensammer F, Jonke E, Bertl M, Freudenthaler J, Bantleon HP. Rebonding performance of different ceramic brackets conditioned with a new silane coupling agent. *Eur J Orthod* 2013 Feb; 35(1):103–9.
 126. Kang DY, Choi SH, Cha JY, Hwang CJ. Quantitative analysis of mechanically retentive ceramic bracket base surfaces with a three-dimensional imaging system. *Angle Orthod* 2013 Jul; 83(4):705–11.
 127. Armstrong D, Shen G, Petocz P, Darendeliler A. Excess adhesive flash upon bracket placement: A typodont study comparing APC PLUS and transbond XT. *Angle Orthod* 2007 Nov; 77(6):1101–8.
 128. Cooper RB, Goss M, Hamula W. Direct bonding with light-cured adhesive precoated brackets. *J Clin Orthod* 1992; 26(8):477–9.
 129. Sukontapatipark W, El-Agroudi MA, Selliseth NJ, Thunold K, Selvig KA. Bacterial colonization associated with fixed orthodontic appliances. A scanning electron microscopy study. *Eur J Orthod* 2001 Oct 1; 23(5):475–84.
 130. Gwinnett AJ, Ceen RF. Plaque distribution on bonded brackets: A scanning microscope study. *Am J Orthod* 1979; 75(6):667–77.

131. Øgaard B, Rølla G, Arends J. Orthodontic appliances and enamel demineralization. Part 1. Lesion development. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1988; 94(1):68–73.
132. Maxfield BJ, Hamdan AM, Tüfekci E, Shroff B, Best AM, Lindauer SJ. Development of white spot lesions during orthodontic treatment: Perceptions of patients, parents, orthodontists, and general dentists. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2012 Mar; 141(3):337–44.
133. Elsaka SE, Hammad SM, Ibrahim NF. Evaluation of stresses developed in different bracket-cement-enamel systems using finite element analysis with in vitro bond strength tests. *Prog Orthod* 2014; 15(1):1–8.
134. Bishara SE, Ortho D, Oonsombat C, Manal ;, Soliman MA, Warren JJ, et al. Comparison of Bonding Time and Shear Bond Strength Between a Conventional and a New Integrated Bonding System Vol. 75. *Angle Orthodontist*;2005
135. Haro Montero MM, Vicente A, Alfonso-Hernández N, Jiménez-López M, Bravo-González LA. Comparison of shear bond strength of brackets recycled using micro sandblasting and industrial methods. *Angle Orthod* 2015 May 1; 85(3):461–7.
136. Kachoei M, Mohammadi A, Esmaili Moghaddam M, Rikhtegaran S, Pourghaznein M, Shirazi S. Comparison of multiple rebond shear strengths of debonded brackets after preparation with sandblasting and CO2 laser. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 2016 Aug 17; 10(3):148–54.
137. Özcan M, Finnema K, Ybema A. Evaluation of failure characteristics and bond strength after ceramic and polycarbonate bracket debonding: Effect of bracket base silanization. *Eur J Orthod* 2008 Apr; 30(2):176–82.
138. David VA, Staley RN, Bigelow HF, Jakobsen JR. Remnant amount and cleanup for 3 adhesives after debracketing. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2002; 121(3):291–6.
139. Grubisa HSI, Heo G, Raboud D, Glover KE, Major PW. An evaluation and comparison of orthodontic bracket bond strengths achieved with self-etching primer. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2004 Aug; 126(2):213–9.
140. Sayinsu K, Isik F, Sezen S, Aydemir B. New protective polish effects on shear bond strength of brackets. *Angle Orthod* 2006; 76(2):306–9.
141. Oesterle LJ, Shellhart WC, Belanger GK. The use of bovine enamel in bonding studies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998; 114(5):514–9.
142. Pignatta LMB, Duarte S, Santos ECA. Avaliação da superfície do esmalte dentário após a remoção do braquete e polimento. *Dental Press J Orthod* 2012 Jul; 17(4):77–84.
143. Fox NA, McCabe JF, Buckley JG. A critique of bond strength testing in

orthodontics. Br J Orthod 1994; 21(1):33–43.

144. Al Shamsi AH, Cunningham JL, Lamey PJ, Lynch E. Three-dimensional measurement of residual adhesive and enamel loss on teeth after debonding of orthodontic brackets: An in-vitro study. Am J Orthod Dentofac Orthop 2007; 131(3):301.e9-301.e15.
145. Buyukyilmaz T, Serdar Usumez ;, Ali ;, Karaman I. Effect of Self-Etching Primers on Bond Strength-Are They Reliable? Angle Orthodontist 2003.
146. Aboush YE, Tareen A, Elderton RJ. Resin-to-enamel bonds: Effect of cleaning the enamel surface with prophylaxis pastes containing fluoride or oil. Br Dent J 1991 Oct 5; 171(7):207–9.
147. Steiner-Oliveira C, Nobre-dos-Santos M, Zero DT, Eckert G, Hara AT. Effect of a pulsed CO2 laser and fluoride on the prevention of enamel and dentine erosion. Arch Oral Biol 2010 Feb; 55(2):127–33.
148. Zeppieri IL, Chung CH, Mante FK. Effect of saliva on shear bond strength of an orthodontic adhesive used with moisture-insensitive and self-etching primers. Am J Orthod Dentofac Orthop 2003 Oct 1; 124(4):414–9.
149. Shafiei F, Sardarian A, Fekrazad R, Farjood A. Comparison of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a universal adhesive using different etching methods. Dental Press J Orthod 2019 Jul 1; 24(4):33.e1-33.e8.
150. Williams VD, Svare CW. The Effect of Five-year Storage Prior to Bonding on Enamel/Composite Bond Strength. J Dent Res 1985; 64(2):151–4.
151. Eliades T, Brantley WA. The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. Eur J Orthod 2000; 22(1):13–23.
152. Tuncer C, Tuncer BB, Ulusoy Ç. Effect of fluoride-releasing light-cured resin on shear bond strength of orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop 2009; 135(1):14.e1-14.e6.
153. Abdelnaby YL, Al-Wakeel EE. Influence of modifying the resin coat application protocol on bond strength and microleakage of metal orthodontic brackets. Angle Orthod 2010 Mar; 80(2):378–84.
154. Korbmacher H, Huck L, Adam T, Kahl-Nieke B. Evaluation of an antimicrobial and fluoride-releasing self-etching primer on the shear bond strength of orthodontic brackets. Eur J Orthod 2006 Oct; 28(5):457–61.
155. Minick GT, Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC. Bracket bond strengths of new adhesive systems. Am J Orthod Dentofac Orthop 2009 Jun; 135(6):771–6.
156. Attar N, Tulin ;, Taner U, Erhan ;, Lü Men C ; T, Korkmaz Y. Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Bonded using Conventional vs One and Two Step Self-etching/adhesive Systems. Angle Orthod 2007; 77(3).

157. Raji SH, Ghorbanipour R, Majdzade F. Effect of clearfil protect bond and transbond plus self-etch primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *Dent Res J (Isfahan)* 2011 Dec 8(Suppl 1):S94-9.
158. Bulut H, Türkün M, Türkün LŞ, Işıksal E. Evaluation of the shear bond strength of 3 curing bracket bonding systems combined with an antibacterial adhesive. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2007 Jul; 132(1):77–83.
159. Bishara SE, Oonsombat C, Manal ;, Soliman MA, Warren J. Effects of Using a New Protective Sealant on the Bond Strength of Orthodontic Brackets. *Angle Orthodontist* 2005
160. Paschos E, Okuka S, Ilie N, Huth KC, Hickel R, Rudzki-Janson I. Untersuchung der Scher-Abschäl-Festigkeit von Brackets an der Schmelzoberfläche nach Verwendung von Pro Seal™ J Orofac Orthop 2006 May; 67(3):196–206.
161. Newman G V. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: Progress report. *Am J Orthod* 1965; 51(12):901–12.
162. Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobsen JR. Evaluation of Scotchbond Multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997; 111(5):498–501.
163. Carstensen W. Effect of reduction of phosphoric acid concentration on the shear bond strength of brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1995; 108(3):274–7.
164. Bin Abdullah M, Rock WP. The effect of etch time and debond interval upon the shear bond strength of metallic orthodontic brackets. *Br J Orthod* 1996; 23(2):121–4.
165. Hosein I, Sherriff M, Ireland AJ. Enamel loss during bonding, debonding, and cleanup with use of a self-etching primer. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2004 Dec; 126(6):717–24.
166. Hegarty DJ, Rcs Mo, Rcs F, Macfarlane T V. In vivo bracket retention comparison of a resin-modified glass ionomer cement and a resin-based bracket adhesive system after a year. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002 May;121(5):496-501.
167. Pont HB, Zcan MO“, Bagis B, Ren Y. Loss of surface enamel after bracket debonding: An in-vivo and ex-vivo evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010 Oct;138(4):387.e1-387.e9
168. Summers A, Kao E, Gilmore J, Gunel E, Ngan P. Comparison of bond strength between a conventional resin adhesive and a resin-modified glass ionomer adhesive: An in vitro and in vivo study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2004 Aug; 126(2):200–6.
169. Kimura T, Dunn WJ, Taloumis LJ. Effect of fluoride varnish on the in vitro bond strength of orthodontic brackets using a self-etching primer system. *Am J Orthod*

Dentofac Orthop 2004 Mar; 125(3):351–6.

170. Bishara SE, VonWald L, Olsen ME, Laffoon JF. Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 116(6):616–20.
171. Hellak A, Rusdea P, Schauseil M, Stein S, Korbmacher-Steiner HM. Scherhaftfestigkeit zweier selbststützender Bondingsysteme im Vergleich zu Transbond™ XTJ. *Orofac Orthop* 2016 Nov 1; 77(6):391–9.
172. Turgut MD, Attar N, Korkmaz Y, Gokcelik A. Comparison of shear bond strengths of orthodontic brackets bonded with flowable composites. *Dent Mater J* 2011; 30(1):66–71.
173. Romano FL, Tavares SW, Nouer DF, Consani S, De Araújo Magnani MBB. Shear bond strength of metallic orthodontic brackets bonded to enamel prepared with self-etching primer. *Angle Orthod* 2005; 75(5):849–53.
174. Iijima M, Ito S, Yuasa T, Muguruma T, Saito T, Mizoguchi I. Bond strength comparison and scanning electron microscopic evaluation of three orthodontic bonding systems. *Dent Mater J* 2008; 27(3):392–9.
175. Amm EW, Hardan LS, BouSerhal JP, Glasl B, Ludwig B. Scherhaftfestigkeit orthodontischer Brackets unter Konditionierung mit selbststützendem Primer auf intakter und vorbehandelter Schmelzoberfläche. *J Orofac Orthop* 2008; 69(5):383–92.
176. Rix D, Foley TF, Mamandras A. Comparison of bond strength of three adhesives: Composite resin, hybrid GIC, and glass-filled GIC. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2001; 119(1):36–42.
177. Hellak A, Ebeling J, Schauseil M, Stein S, Roggendorf M, Korbmacher-Steiner H. Shear Bond Strength of Three Orthodontic Bonding Systems on Enamel and Restorative Materials. *Biomed Res Int* 2016; 2016.
178. Pollack BF, Blitzer MH. The advantages of visible light curing resins. *N Y State Dent J* 1982; 48(4):228–30.
179. Tavas MA, Watts DC. A visible light-activated direct bonding material: an in vitro comparative study. *Br J Orthod* 1984; 11(1):33–7.
180. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Scribante A, Boehme A, Jost-Brinkmann PG. Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of resin-modified glass ionomer cured with high-intensity halogen, light-emitting diode, and plasma arc lights. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2006 Apr 1; 129(4):541–6.
181. P.D. Hammesfahr, M.T. O'Connor XW. Light-curing technology: past, present, and future. *Compend Contin Educ Dent* 2002; 18–24.
182. Bennett AW, Watts DC. Performance of two blue light-emitting-diode dental

- light curing units with distance and irradiation-time. *Dent Mater* 2004; 20(1):72–9.
183. La Torre G, Marigo L, Pascarella GA, Rumi G. [Light-emitting diodes (LED) technology applied to the photopolymerization of resin composites]. *Minerva Stomatol* 2003; 52(5):193–200.
 184. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci* 2002; 110(6):471–9.
 185. Dunn WJ, Taloumis LJ. Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2002; 122(3):236–41.
 186. Bishara SE, Ajlouni R, Oonsombat C. Evaluation of a new curing light on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2003; 73(4):431–5.
 187. Krishnaswamy NR, Sunitha C. Light-emitting diode vs halogen light curing of orthodontic brackets: A 15-month clinical study of bond failures. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2007; 132(4):518–23.
 188. Kutuk ZB, Gurgan S, Hickel R, Ilie N. Influence of extremely high irradiances on the micromechanical properties of a nano hybrid resin based composite. *Am J Dent* 2017 Feb;30(1):9-15.
 189. Slack WE, Yancey EM, Lien W, Sheridan R, Phoenix R, Vandewalle K. Effect of high-irradiance light curing on exposure times and pulpal temperature of adequately polymerized composite. *Dent Mater J* 2020; 39(6):976–83.
 190. Selig D, Haenel T, Hausnerová B, Moeginger B, Labrie D, Sullivan B, et al. Examining exposure reciprocity in a resin based composite using high irradiance levels and real-time degree of conversion values. *Dent Mater* 2015 May 1; 31(5):583–93.
 191. Asmussen E, Peutzfeldt A. Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure. *Eur J Oral Sci* 2005 Oct; 113(5):417–21.
 192. Lee YK, Lim BS, Kim CW. Difference in the colour and colour change of dental resin composites by the background. *J Oral Rehabil* 2005 Mar; 32(3):227–33.
 193. Lee SH, Lee YK. Effect of thermocycling on optical parameters of resin composites by the brand and shade. *Am J Dent* 2008 Dec; 21(6):361–7.
 194. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999; 27(2):89–99.
 195. Morresi AL, D’Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D’Arcangelo C, et al. Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review [Internet]Vol. 29, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. *J Mech Behav Biomed Mater*

2014: p. 295–308.

196. Armstrong S, Breschi L, Özcan M, Pfefferkorn F, Ferrari M, Van Meerbeek B. Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength (μ TBS) approach. *Dent Mater* 2017 Feb 1; 33(2):133–43.
197. Sokucu O, Siso SH, Ozturk F, Nalcaci R. Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Cured with Different Light Sources under Thermocycling. *Eur J Dent* 2010 Jul; 04(03):257–62.
198. Turk T, Elekdag-Turk S, Isci D, Cakmak F, Ozkalayci N. Shear bond strength of a self-etching primer after 10,000 and 20,000 thermal cycles. *J Adhes Dent* 2010; 12(2):117–22.
199. Gkantidisa N, Zinelisb S, Karamolegkouc M, Eliadesd T, Topouzelise N. Comparative assessment of clinical performance of esthetic bracket materials. *Angle Orthod* 2012 Jul; 82(4):691–7.
200. Faltermeier A, Bürgers R, Rosentritt M. Bacterial adhesion of *Streptococcus mutans* to esthetic bracket materials. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2008 Apr; 133(4).
201. Carter RN. Clinical management of ceramic brackets. *J Clin Orthod* 1989 Dec; 23(12):807–9.
202. Bishara SE, Olsen M, Von Wald L. Comparisons of shear bond strength of precoated and uncoated brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997; 112(6):617–21.
203. Faltermeier A, Behr M, Müßig D. Esthetic brackets: The influence of filler level on color stability. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2007; 132(1):5.e13-5.e16.
204. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Dawson D V. Color stability of provisional crown and fixed partial denture resins. *J Prosthet Dent* 2005 Jan; 93(1):70–5.
205. Berns RS, Reiman DM. Color managing the third edition of Billmeyer and Saltzman's Principles of Color Technology. *Color Res Appl* 2002 Oct 1; 27(5):360–73.
206. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle CHF. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res* 2002 Aug 1; 81(8):578–82.
207. Dozić A, Kleverlaan CJ, El-Zohairy A, Feilzer AJ, Khashayar G. Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *J Prosthodont* 2007 Mar; 16(2):93–100.
208. Posavec I, Prpić V, Zlatarić DK. PRETHODNO PRIOPĆENJE PRELIMINARY COMMUNICATION Utjecaj svjetlosnih uvjeta i izvora svjetlosti na kliničko mjerenje boje prirodnih zuba pri uporabi spektrofotometra VITA Easyshade

Advance 4.0 ® : Pilot studija Influence of Light Conditions and Light.
SourceActa Stomatol Croat 2016; 50(4):337–47.

209. Ertaş E, Güler AU, Yücel AÇ, Köprülü H, Güler E. Color stability of resin composites after immersion in different drinks. *Dent Mater J* 2006 Jun; 25(2):371–6.
210. Drubi-Filho B, Garcia L da FR, Cruvinel DR, Sousa ABS, Pires-de-Souza F de CP. Color stability of modern composites subjected to different periods of accelerated artificial aging. *Braz Dent J* 2012; 23(5):575–80.
211. Bayindir F, Kürklü D, Yanikoğlu ND. The effect of staining solutions on the color stability of provisional prosthodontic materials. *J Dent* 2012 Dec; 40(2).
212. Gönülol N, Yilmaz F. The effects of finishing and polishing techniques on surface roughness and color stability of nanocomposites *J Dent* 2012 Dec; 40(2).
213. Erdemir U, Yildiz E, Eren MM. Effects of sports drinks on color stability of nanofilled and microhybrid composites after long-term immersion. *J Dent* 2012 Dec; 40(2).
214. Baglar S, Keskin E, Orun T, Abdulhamit ES. Discoloration effects of traditional turkish beverages on different composite restoratives. *J Contemp Dent Pract* 2017; 18(2):83–93.
215. Habib ANEDA, Abdelmoniem SA, Mahmoud SA. Effect of children's drinks on color stability of different dental composites: An in vitro study. *J Clin Pediatr Dent* 2017; 41(2):120–5.
216. Khokhar ZA, Razzoog ME, Yaman P. Color stability of restorative resins. *Quintessence Int* 1991 Sep; 22(9):733–7.
217. Dietschi D, Campanile G, Holz J, Meyer JM. Comparison of the color stability of ten new-generation composites: An in vitro study. *Dent Mater* 1994; 10(6):353–62.
218. Guler AU, Yilmaz F, Kulunk T, Guler E, Kurt S. Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. *J Prosthet Dent* 2005 Aug 1; 94(2):118–24.
219. Sham ASK, Chu FCS, Chai J, Chow TW. Color stability of provisional prosthodontic materials. *J Prosthet Dent* 2004 May; 91(5):447–52.
220. Haynie AS, English JD, Paravina RD, Moon A, Hanigan J, Abu Al Tamn MA, et al. Colour stability of 3D-printed resin orthodontic brackets. *J Orthod* 2021 Mar 15;146531252110010.
221. Wriedt S, Schepke U, Wehrbein H. The Discoloring Effects of Food on the Color Stability of Esthetic Brackets – an In-vitro Study. *J Orofac Orthop* 2007 Jul; 68(4):308–20.

222. de Oliveira CB, Martins Maia LG, Santos-Pinto A, Gandini Júnior LG. In vitro study of color stability of polycrystalline and monocrystalline ceramic brackets. *Dental Press J Orthod* 2014 Jul 1; 19(4):114–21.
223. Öreki B, Irgn C, Malko S, Öztürk B. Effects of staining solutions on the discoloration of orthodontic adhesives: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2010 Dec; 138(6):741–6.
224. Ardu S, Duc O, Di Bella E, Krejci I. Color stability of recent composite resins. *Odontology* 2017 Jan 1; 105(1):29–35.
225. Mundim FM, Garcia L da FR, Pires-de-Souza F de CP. Effect of staining solutions and repolishing on color stability of direct composites. *J Appl Oral Sci* 2010; 18(3):249–54.
226. Kentrou C, Papadopoulos T, Lagouvardos P. Color changes in staining solutions of four light-cured indirect resin composites. *Odontology* 2014; 102(2):189–96.
227. Lussi A, Jaeggi T. Erosion - Diagnosis and risk factors. *Clin Oral Investig* 2008 Mar; 12(1):5–13.
228. Dent J, El-Serag HB, Wallander MA, Johansson S. Epidemiology of gastro-oesophageal reflux disease: A systematic review. *Gut* 2005; p. 710–7.
229. Pace F, Pallotta S, Tonini M, Vakil N, Bianchi Porro G. Systematic review: Gastro-oesophageal reflux disease and dental lesions [Internet] Vol. 27, *Alimentary Pharmacology and Therapeutics*. Aliment Pharmacol Ther 2008; p. 1179–86.
230. Hara AT, Zero DT. The Potential of Saliva in Protecting against Dental Erosion In: *Erosive Tooth Wear: From Diagnosis to Therapy* S. Karger AG 2012; p. 197–205.
231. Matsou E, Vouroutzis N, Kontonasaki E, Paraskevopoulos KM, Koidis P. Investigation of the influence of gastric acid on the surface roughness of ceramic materials of metal-ceramic restorations. An in vitro study. *Int J Prosthodont*; 24(1):26–9.
232. Esquivel-Upshaw JF, Dieng FY, Clark AE, Neal D, Anusavice KJ. Surface degradation of dental ceramics as a function of environmental pH. *J Dent Res* 2013 May; 92(5):467–71.
233. Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. *Advances in dental research*. *Adv Dent Res* 1992; p. 82–9.
234. Ghazal M, Kern M. The influence of antagonistic surface roughness on the wear of human enamel and nanofilled composite resin artificial teeth. *J Prosthet Dent* 2009 May; 101(5):342–9.
235. De Jager N, Feilzer AJ, Davidson CL. The influence of surface roughness on

- porcelain strength. *Dent Mater* 2000; 16(6):381–8.
236. Sarac D, Sarac YS, Yuzbasioglu E, Bal S. The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent* 2006 Aug; 96(2):122–8.
 237. Jagger DC, Harrison A. An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel. *J Prosthet Dent* 1994; 72(3):320–3.
 238. Aldamaty M, Haggag K, Othman H. Effect of Simulated Gastric Acid on Surface Roughness of Different Monolithic Ceramics Al-Azhar. *J Dent Sci* 2020; 23(4):327–34.
 239. Hunt, D., McIntyre J. The development of an in vitro model of dental erosion. *Aust Dent J* 1992;71:985.
 240. Cengiz S, Sarac S, Özcan M. Effects of simulated gastric juice on color stability, surface roughness and microhardness of laboratory-processed composites. *Dent Mater J* 2014; 33(3):343–8.
 241. Francisconi LF, Honório HM, Rios D, Magalhães AC, De Andrade Moreira Machado MA, Rabelo Buzalaf MA. Effect of erosive pH cycling on different restorative materials and on enamel restored with these materials. *Oper Dent* 2008 Mar; 33(2):203–8.
 242. De Oliveiraa ALBM, Garciab PPNS, Dos Santosc PA, Campos JÁDB. Surface roughness and hardness of a composite resin: Influence of finishing and polishing and immersion methods. *Dent Mater Res* 2010; 13(3):409–15.
 243. Choi S, Park KH, Cheong Y, Kim HK, Park YG, Park HK. Changes in ultrastructure and properties of bracket slots after orthodontic treatment with bicuspid extraction. *Scanning* 2011 Jan; 33(1):25–32.
 244. Saunders CR, Kusy RP. Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994; 106(1):76–87.
 245. Marques ISV, Araújo AM, Gurgel JA, Normandocorthoa D. Debris, roughness and friction of stainless steel archwires following clinical use. *Angle Orthod* 2010; 80(3):521–7.
 246. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod* 1998; 20(1):79–92.
 247. Lin MC, Lin SC, Lee TH, Huang HH. Surface analysis and corrosion resistance of different stainless steel orthodontic brackets in artificial saliva. *Angle Orthod* 2006; 76(2):322–9.
 248. Alcock JP, Barbour ME, Sandy JR, Ireland AJ. Nanoindentation of orthodontic

- archwires: The effect of decontamination and clinical use on hardness, elastic modulus and surface roughness. *Dent Mater* 2009 Aug; 25(8):1039–43.
249. Lee GJ, Park KH, Park YG, Park HK. A quantitative AFM analysis of nano-scale surface roughness in various orthodontic brackets. *Micron* 2010 Oct; 41(7):775–82.
 250. Coelho PG, Marin C, Granato R, Giro G, Suzuki M, Bonfante EA. Biomechanical and histologic evaluation of non-washed resorbable blasting media and alumina-blasted/acid-etched surfaces. *Clin Oral Implants Res* 2012 Jan; 23(1):132–5.
 251. Cehreli ZC, Lakshmipathy M, Yazici R. Effect of different splint removal techniques on the surface roughness of human enamel: A three-dimensional optical profilometry analysis. *Dent Traumatol* 2008 Apr; 24(2):177–82.
 252. Wijetunga CL, OTSUKI M, ABDOU A, LUONG MN, QI F, TAGAMI J. The effect of in-office bleaching materials with different pH on the surface topography of bovine enamel. *Dent Mater J* 2021;2021–010.
 253. Alnasser M, Finkelman M, Papathanasiou A, Suzuki M, Ghaffari R, Ali A. Effect of acidic pH on surface roughness of esthetic dental materials. *J Prosthet Dent* 2019 Dec 1; 122(6):567.e1-567.e8.
 254. Sayinsu K, Isik F, Sezen S, Aydemir B. New Protective Polish Effects on Shear Bond Strength of Brackets. *Angle Orthod* 2006; 76(2):306.
 255. Signorelli MD, Kao E, Ngan PW, Gladwin MA. Comparison of bond strength between orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arc curing lights: An in-vitro and in-vivo study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2006 Feb; 129(2):277–82.
 256. Finnema KJ, Özcan M, Post WJ, Ren Y, Dijkstra PU. In-vitro orthodontic bond strength testing: A systematic review and meta-analysis [Internet] Vol. 137, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2010: p. 615-622.e3.
 257. Littlewood SJ, Redhead A. Use of jigs to standardise orthodontic bond testing. *J Dent* 1998; 26(5–6):539–45.
 258. Klocke A, Kahl-Nieke B. Influence of cross-head speed in orthodontic bond strength testing. *Dent Mater* 2005 Feb; 21(2):139–44.
 259. Kobayashi Y, Ota S, Endo T. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with resin coating material. *Dent Mater J* 2021;(15).
 260. Inatomi K, Saito H, Endo T. Bond strength of indirect bonded brackets in orthodontic adhesives with different viscosities. *Dent Mater J* 2021; 40(2):439–45.

261. Gulec A, Goymen M. Assessment of the resin infiltration and CPP-ACP applications before orthodontic brackets bonding. *Dent Mater J* 2019; 38(5):854–60.
262. Eliades T, Katsavrias E, Zinelis S, Eliades G. Effect of loading rate on bond strength. *J Orofac Orthop* 2004; 65(4):336–42.
263. Bishara SE, Soliman M, Laffoon J, Warren JJ. Effect of Changing a Test Parameter on the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets. *Angle Orthod* 2005; 75(5):832.
264. Kamala KR, Annapurni H. surface on exposure to fluoride gel , bleaching agent and aerated drink : An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc* [serial online] 2006 [cited 2022 Jan 26];6:128-32
265. Aliping-Mckenzie M, Linden RWA, Nicholson JW. The effect of Coca-Cola and fruit juices on the surface hardness of glass-ionomers and “compomers”. *J Oral Rehabil* 2004 Nov 1; 31(11):1046–52.
266. Dolci GS, Spohr AM, Zimmer ER, Marchioro EM. Assessment of the dimensions and surface characteristics of orthodontic wires and bracket slots. *Dental Press J Orthod* 2013; 18(2):69–75.
267. Pratten DH, Popli K, Germane N, Gunsolley JC. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990; 98(5):398–403.
268. Von Fraunhofer JA, Rogers MM. Dissolution of dental enamel in soft drinks. *Gen Dent* 2004 Jul 1; 52(4):308–12.
269. Hamouda IM. Effects of various beverages on hardness, roughness, and solubility of esthetic restorative materials. *J Esthet Restor Dent* 2011 Oct; 23(5):315–22.
270. Karaman E, Tuncer D, Firat E, Ozdemir OS, Karahan S. Influence of different staining beverages on color stability, surface roughness and microhardness of silorane and methacrylate-based composite resins. *J Contemp Dent Pract* 2015; 15(3):319–25.
271. Ansari MY, Agarwal DK, Gupta A, Bhattacharya P, Ansar J, Bhandari R. Shear Bond Strength of Ceramic Brackets with Different Base Designs: Comparative In-vitro Study. *J Clin DIAGNOSTIC Res* 2016; 10(11):ZC64.
272. Wong M, Power S. A prospective randomized clinical trial to compare pre-coated and non-pre-coated brackets. *J Orthod* 2003; p. 155–8.
273. Cal-Neto JP, Miguel JAM, Zanella E. Effect of a self-etching primer on shear bond strength of adhesive precoated brackets in vivo. *Angle Orthod* 2006; 76(1):127–31.
274. Marc M-G, Bazert C, Attal J-P. Bond strength of pre-coated flash-free adhesive

- ceramic brackets. An in vitro comparative study on the second mandibular premolars. *Int Orthod* 2018 Sep; 16(3):425–39.
275. Ash S, Hay N. Adhesive pre-coated brackets, a comparative clinical study. *Br J Orthod* 1996; 23(4):325–9.
 276. Sunna S, Rock WP. An ex vivo investigation into the bond strength of orthodontic brackets and adhesive systems. *Br J Orthod* 1999; 26(1):47–50.
 277. Kula K, Schreiner R, Brown J, Glaros A. Clinical bond failure of pre-coated and operatorcoated orthodontic brackets. *Orthod Craniofacial Res* 2002; 5(3):161–5.
 278. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon J, Warren J. Effects of Modifying the Adhesive Composition on the Bond Strength of Orthodontic Brackets. *Angle Orthod* 2002; 72(5):464–7.
 279. Hirani S, Sherriff M. Bonding characteristics of a self-etching primer and precoated brackets: An in vitro study. *Eur J Orthod* 2006 Aug; 28(4):400–4.
 280. Guzman UA, Jerrold L, Vig PS, Abdelkarim A. Comparison of shear bond strength and adhesive remnant index between precoated and conventionally bonded orthodontic brackets. *Prog Orthod* 2013; 14(1):1–5.
 281. Vicente A, Bravo LA. Shear bond strength of precoated and uncoated brackets using a self-etching primer: An in vitro study. *Angle Orthod* 2007 [cited 2021 Aug 23]; 77(3):524–7.
 282. Grünheid T, Sudit GN, Larson BE. Debonding and adhesive remnant cleanup: An in vitro comparison of bond quality, adhesive remnant cleanup, and orthodontic acceptance of a flash-free product. *Eur J Orthod* 2015 Oct 1; 37(5):497–502.