



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FİBER TİPİNİN, YAŞLANDIRMANIN VE
KOMPOZİT KALINLIĞININ OPTİK
ÖZELLİKLERE ETKİSİ**

Ayşenur YAVUZ

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğretim Üyesi Tuğba SERİN KALAY

TRABZON-2022



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FİBER TİPİNİN, YAŞLANDIRMANIN VE
KOMPOZİT KALINLIĞININ OPTİK
ÖZELLİKLERE ETKİSİ**

Ayşenur YAVUZ

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğretim Üyesi Tuğba SERİN KALAY

TRABZON-2022

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak hazırlanarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Ayşenur Yavuz

İthaf

Bu uzmanlık tezimi, bu günlere gelmem için hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan ve her zaman yanımda olan sevgili aileme ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Uzmanlık tezi olarak sunduğum bu çalışmayı yöneten, tezimin her aşamasında yardımcı olan Sayın Dr. Öğr. Üyesi Tuğba SERİN KALAY'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca üzerimde emeği geçen Dr. Öğr. Üyesi Güneş BULUT EYÜBOĞLU, Dr. Öğr. Üyesi Kıvanç DÜLGER, Prof. Dr. Tamer TAŞDEMİR, Doç. Dr. Davut ÇELİK ve Prof. Dr. Tamer TÜZÜNER'e,

Uzmanlık tezime katkılarından dolayı Dr. Öğr. Üyesi Ebru USLU CENDER'e,

Trabzon Devlet Su İşleri Müdürlüğüne ve desteklerinden dolayı KTÜ Bilimsel Araştırma Projeler Birimi'ne,

Uzmanlık eğitimim boyunca tanımaktan ve birlikte çalışmaktan çok mutluluk duyduğum, arkadaşlıkları, destekleri ve gülen yüzleri ile her zaman yanımda olan değerli eş kıdemlilerim Elif KARAPIÇAK, Safiye Pelin TÜRKYILMAZ ve Hasan Fatih YAVUZ'a,

Aynı çalışma ortamını paylaşmaktan keyif aldığım ve her birini ayrı ayrı sevdiğim sevgili asistan arkadaşlarım İrem GÜRSES, Zuhal ATA, Leyla DEVLETLİ ÖZYİĞİT, İremnur ÇAKMAK ve Özge MİMİR'e

Tezimin hazırlanma sürecinde varlığıyla güç veren çok kıymetli dostum Esmahan OKUR'a ve bu süreçte yardımlarını ve samimiyetini hiçbir zaman esirgemeyen Beyza ZAIM'e,

Bölüm personellerimiz Burak YAZICI ve Serhat ŞAHİN'e, bölüm sekreterlerimiz Nahide KUVVET ve Yeşim Yılmaz AYDIN'a,

Hayatım boyunca maddi manevi desteklerini ve sevgilerini esirgemeyen, elde ettiğim her başarımda en büyük payın sahip olan güzel aileme,

En kalbi teşekkürlerimi sunarım.

Ayşenur YAVUZ

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY	
BEYAN	
İTHAF	
TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER	V
TABLolar DİZİNİ	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ	X
RESİMLER DİZİNİ	XI
KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ	XII
ÖZET	XIII
ABSTRACT	XIV
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Kompozit Rezin Sistemler	2
2.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	4
2.2.1. Makrofil Kompozitler	4
2.2.2. Mikrofil Kompozitler	5
2.2.3. Hibrit Kompozitler	5
2.2.4. Nanohibrit Kompozitler	5
2.3. Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozitler	6
2.3.1. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitlerin Avantajları	7
2.3.2. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitlerin Dezavantajları:	8
2.3.3. Fiberlerin Sınıflandırılması	8
2.3.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Fiber Türleri	10
2.3.4.1. Karbon Fiberler	10
2.3.4.2. Aramid Fiberler	10
2.3.4.3. Cam Fiberler	11
2.3.4.4. Kuvars Fiberler	13
2.3.4.5. Polietilen Fiberler	13
2.3.5. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitlerin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler	15

2.3.5.1. Fiberlerin ve Matris Polimerin Özellikleri	15
2.3.5.2. Fiberlerin Polimer Matrise Bağlanması	16
2.3.5.3. Fiberlerin Kompozitlere ve Rezin Simanlara Bağlanması	17
2.3.5.4. Liflerin Oryantasyonu ve Yönelimi	18
2.3.5.4.1. Kısa Fiber Takviyeli Kompozitler	19
2.3.5.5. Fiber Miktarı	21
2.3.5.6. Liflerin Doyurulması	21
2.3.6. Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozitlerin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları	22
2.3.7. Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozitlerle Yapılan Protetik Tedaviler / Adeziv Köprüler	23
2.3.7.1. Adeziv Köprülerin Endikasyonları	23
2.3.7.2. Adeziv Köprülerin Kontrendikasyonları	23
2.3.8. Restoratif ve Endodontik Uygulamalar	24
2.3.9. Travma Splinti Ve Periodontal Splintler	25
2.4. Renk	26
2.4.1. CIE Renk Sistemi	29
2.4.2. CIEDE 2000	30
2.4.3. Renk Analiz Yöntemleri	30
2.4.3.1. Spektrofotometre	31
2.4.3.2. Kolorimetre	32
2.4.3.3. Dijital Kameralar	32
2.5. Yaşlandırma	33
2.5.1. Hızlandırılmış Yapay Yaşlandırma	34
3. MATERYAL METOD	35
3.1. Örneklerin Hazırlanması	36
3.2. İlk Renk Ölçümlerinin Yapılması	39
3.3. UV Işık İle Hızlandırılmış Yaşlandırma İşlemi	41
3.4. İkinci Renk Ölçümlerinin Yapılması	43
4. BULGULAR	44
4.1. Kalınlığı 2 mm Olan Grupların Renk Değişimi ve TP Değerleri ile İlgili Bulgular	44
4.1.1. Fiber İlavesinin Yaşlandırma Öncesi Renk Değerlerine Etkisi ve İkili Karşılaştırmalar	44

4.1.2. Fiber İlavesinin Yaşlandırma Sonrası Renk Değerlerine Etkisi ve İkili Karşılaştırmalar	45
4.1.3. Yaşlandırma İşleminin Renk Değerlerine Etkisi ile Yaşlandırma Öncesi ve Sonrası İkili Karşılaştırmalar	46
4.2. Kalınlığı 3 mm Olan Grupların Renk Değişimi ve TP Değerleri ile İlgili Bulgular	48
4.2.1. Fiber İlavesinin Yaşlandırma Öncesi Renk Değerlerine Etkisi ve İkili Karşılaştırmalar	48
4.2.2. Fiber İlavesinin Yaşlandırma Sonrası Renk Değerlerine Etkisi	49
4.2.3. Yaşlandırma İşleminin Renk Değerlerine Etkisi ile Yaşlandırma Öncesi ve Sonrası İkili Karşılaştırmalar	50
4.3. Kalınlığı 4 mm Olan Grupların Renk Değişimi ve TP Değerleri ile İlgili Bulgular	52
4.3.1. Fiber İlavesinin Yaşlandırma Öncesi Renk Değerlerine Etkisi	52
4.3.2. Fiber İlavesinin Yaşlandırma Sonrası Renk Değerlerine Etkisi	53
4.3.3. Yaşlandırma İşleminin Renk Değerlerine Etkisi ile Yaşlandırma Öncesi ve Sonrası İkili Karşılaştırmalar	54
4.4. TP_1 , TP_2 , ΔTP_{00} ve ΔE_{00} Değerlerinin Fiberler ve Kalınlıklar Arası Karşılaştırılması	56
5.TARTIŞMA	62
6.SONUÇ VE ÖNERİLER	71
KAYNAKLAR	72
ÖZGEÇMİŞ	92

TABLOLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>		<u>Sayfa</u>
Tablo 1.	Diş hekimliğinde kullanılan FGK ürünler ve bileşimleri	9
Tablo 2.	Farklı cam fiber tiplerinin ayırıcı fiziksel özellikleri	12
Tablo 3.	Farklı cam fiber tiplerinin yüzdece içerikleri	12
Tablo 4.	Çalışmamızda kullanılan üç çeşit fiberin yapısı ve içeriği	35
Tablo 5.	Kompozit ve adezive ait özellikler	38
Tablo 6.	2 mm kalınlıktaki L_1 , a_1 , b_1 , C_1 , h_1 değerlerinin fiber bakımından ikili karşılaştırmaları	44
Tablo 7.	L_2 , a_2 , b_2 , C_2 , h_2 değerlerinin materyal bakımından ikili karşılaştırmaları (2 mm)	45
Tablo 8.	ΔL , Δa , Δb , ΔC , Δh ve ΔE değerlerinin materyal bakımından ikili karşılaştırmaları (2 mm)	46
Tablo 9.	L , a , b , C , h değerlerine yaşlandırmanın etkisi (2 mm)	47
Tablo 10.	TP_1 , TP_2 ve ΔTP değerlerinin ikili materyal bakımından karşılaştırmaları ve yaşlandırmanın etkisi (2 mm)	48
Tablo 11.	L_1 , a_1 , b_1 , C_1 , h_1 değerlerinin materyal bakımından ikili karşılaştırmaları (3 mm)	48
Tablo 12.	L_2 , a_2 , b_2 , C_2 , h_2 değerlerinin materyal bakımından ikili karşılaştırmaları (3 mm)	49
Tablo 13.	ΔL , Δa , Δb , ΔC , Δh , ΔE değerlerinin materyal bakımından ikili karşılaştırmaları (3 mm)	50
Tablo 14.	L , a , b , C , h değerlerine yaşlandırmanın etkisi (3 mm)	50
Tablo 15.	TP_1 , TP_2 ve ΔTP değerlerinin materyal bakımından ikili karşılaştırmaları ve yaşlandırmanın etkisi (3 mm)	51
Tablo 16.	L_1 , a_1 , b_1 , C_1 , h_1 değerlerinin materyal bakımından ikili karşılaştırmaları (4 mm)	52
Tablo 17.	L_2 , a_2 , b_2 , C_2 , h_2 değerlerinin materyal bakımından ikili karşılaştırmaları (4 mm)	53
Tablo 18.	ΔL , Δa , Δb , ΔC , Δh ve ΔE değerlerinin materyal bakımından ikili karşılaştırmaları (4 mm)	54
Tablo 19.	L , a , b , C , h değerlerine yaşlandırmanın etkisi (4 mm)	55

Tablo 20.	TP ₁ , TP ₂ ve ΔTP değerlerinin materyal bakımından ikili karşılaştırmaları ve yaşlandırmanın etkisi (4 mm)	55
Tablo 21.	TP iki yönlü ANOVA tablosu	56
Tablo 22.	TP ₁ değerinin kalınlık ve materyal bakımından ikili karşılaştırılması	56
Tablo 23.	TP ₂ değerinin kalınlık ve materyal bakımından ikili karşılaştırılması	57
Tablo 24.	ΔTP ₀₀ değerinin kalınlık ve materyal bakımından ikili karşılaştırılması	58
Tablo 25.	ΔE iki yönlü ANOVA tablosu	60
Tablo 26.	ΔE değerinin kalınlık ve materyal bakımından ikili karşılaştırılması	60



ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil No</u>		<u>Sayfa</u>
Şekil 1.	Fiberlerin Yönelimlerine Göre Sınıflandırılması	9
Şekil 2.	Farklı lif yönelimli FGK’lerin güçlendirici etkisi. Oklar, kuvvetin yönünü ve sayılar, liflerin güçlendirme verimliliğini belirtir (Krenchel faktörü).	19
Şekil 3.	Munsell renk sistemi	29
Şekil 4.	CIE L, a, b renk sistemi	29
Şekil 5.	Örneklerin hazırlanması	36
Şekil 6.	Yaşlandırmadan önceki ve sonraki ortalama TP_{00} değerleri	58
Şekil 7.	ΔTP_{00} değerleri ve algılanabilir eşik değeri (PT)	59
Şekil 8.	ΔE_{00} değerleri ile algılanabilir (PT) ve kabul edilebilir (AT) eşik değerleri	61

RESİMLER DİZİNİ

<u>Resim No</u>		<u>Sayfa</u>
Resim 1.	Çalışmamızda kullanılan üç farklı tipteki fiber markası	35
Resim 2.	Kompozit örnekler	36
Resim 3.	Pleksi kalıp	37
Resim 4.	Kompozit ve adeziv materyaller	37
Resim 5.	Led ışık cihazı	38
Resim 6.	Örnek kalınlıklarının kumpas ile kontrol edilmesi	39
Resim 7.	Polisaj diskleri	39
Resim 8.	Standardize edilmiş kutu	40
Resim 9.	Kolorimetre cihazı	40
Resim 10.	Örnekleri UV cihazına yerleştirmek için hazırlanan metal levhalar	41
Resim 11.	UV Hızlandırılmış Yapay Yaşlandırma Cihazı	42
Resim 12.	3 saatlik 1 döngüye ait fonksiyon ve ısıma bilgileri	42

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

BAP:	Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü
FGK:	Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit
°C:	Santigrat
Cm:	Santimetre
µm:	Mikrometre
Nm:	Nanometre
Sn:	Saniye
%:	Yüzde
SiO ₂ :	Silisyum dioksit
Na ₂ O:	Sodyum Oksit
MgO:	Magnezyum Oksit
TiO ₂ :	Titanyum Dioksit
Fe ₂ O ₃ :	Demir III Oksit
MPa:	Mega Pascal
GPa:	Giga Pascal
UHMWPE:	Ultra Yüksek Molekül Ağırlıklı Polietilen
UV:	Ultraviyole
TEGDMA:	Triethylene glycol dimethacrylate
TP:	Translusensi parametresi
UDMA:	Urethane dimethacrylate
ΔE:	Renk değişimi
CAD/CAM:	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing Commission Internationale de L'Eclairage

ÖZET

Amaç: Bu çalışmada farklı tiplerdeki fiberle güçlendirilmiş kompozitin (FGK) ve kompozit kalınlıklarının optik özelliklere etkisi incelenerek, hızlandırılmış UV yaşlandırma işleminden sonra meydana gelen renk değişiminin in vitro olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Gereç ve Yöntem: Çalışmada 120 örnek, üç farklı FGK materyali ile desteklenen 3 farklı kalınlıkta (2, 3 ve 4 mm) kompozit diskler (10 mm çap) şeklinde nanohibrit kompozit(Estelite Sigma Quick, Tokuyama, Tokyo, Japan) ile hazırlanmıştır. Fiber içeren gruplar; polietilen (Ribbond THM), cam (EverStick C&B) ve kuvars (Quartz Splint UD) iken kontrol grubu fibersiz olarak hazırlanmıştır (n=10). FGK gruplarda fiberler 6 mm uzunlukta kesilip kompozit numunelerin tam ortasına yerleştirilmiştir. Kompozit tabakaları ve FGK lar 20 sn süre ile polimerize edilmiş ve örneklerin polisajı yapılmıştır. Örneklerle 300 saatlik UV yaşlandırma prosedürü uygulanmıştır (Prowhite Ultraviolet Accelerated Weatherometer). Örneklerin renk ölçümleri yaşlandırma öncesi ve sonrası kolorimetre (ShadeEye Ex, Shofu, Japan) cihazı kullanılarak yapılmıştır. TP₀₀ (translusensi parametresi) ve ΔE_{00} değerleri her ölçümde kaydedilen L, a, b, C, h değerleri kullanılarak CIEDE₀₀ renk ölçeğine göre hesaplanmıştır. Verilerin analizinde iki yönlü ANOVA posthoc Bonferroni testi, tek yönlü ANOVA posthoc Tukey ve zamana bağlı değişikliklerin değerlendirilmesi için eşleştirilmiş örneklem t testi kullanılmıştır (p< .05).

Bulgular: Fiber ve kompozit kalınlığının ΔE_{00} ve TP₀₀ değerlerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0.00). TP değerlerinde 2mm kalınlıkta polietilen grubu ile kontrol grubu arasında fark bulunmamıştır (TP₁: p=0,12; TP₂: p=0,48). 3 ve 4 mm’de fiberin transluseinsi üzerindeki etkisi ortadan kalkmıştır. Cam grubu haricindeki fiberli gruplar kontrol grubuna göre daha düşük TP₀₀ değerleri göstermişlerdir. UV yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değerleri tüm polietilen fiberli gruplarda eşik değerinin (AT: 1.8) üzerinde bulunmuştur. Yaşlandırma sonrası tüm gruplarda L değerleri ve TP₀₀ değerleri daha düşük, b değerleri ise daha yüksek bulunmuştur.

Sonuç: Fiber tipi, kompozit kalınlığı ve yaşlandırma, optik parametreleri etkilemiştir. Cam fiberin TP₀₀’si, polietilen ve kuvars fibere göre daha yüksek bulunmuştur. Yaşlandırma işlemi, materyallerin daha opak, koyu ve sarı görünmesine sebep olmuştur. Kontrol grubuna benzer TP₀₀’sinden dolayı, düşük kompozit kalınlığında polietilen ve kuvars fiberin kullanımı önerilebilir; ancak polietilen fiberin yüksek ΔE_{00} değeri göz ardı edilmemelidir. Kompozit restorasyonun nihai rengine karar verilirken fiberin tipi ve kompozit kalınlığının etkisi dikkate alınmalıdır.

Anahtar Kelimeler: Fiberle güçlendirilmiş kompozit, hızlandırılmış yaşlandırma, kalınlık, translusensi, renk stabilitesi, ribbond, CIEDE2000

ABSTRACT

Objective: In this in vitro study, it was aimed to evaluate the effect of different fiber types and composite thicknesses on optical properties of fiber reinforced composites (FRC), and to evaluate the color stability that occurs after accelerated UV aging.

Materials and Methods: The 120 samples were prepared as composite discs (10 mm diameter) mm of 3 different thicknesses (2,3 and 4 mm) supported by three different FRC materials with a nanohybrid composite (Estelite Sigma Quick, Tokuyama Dental Tokyo, Japan). While the fiber groups were polyethylene (Ribbond THM), glass (EverStick C&B) and quartz (Quartz Splint UD), the control group was prepared without fiber (n=10). In FGK groups, the fibers were cut to 6 mm length and placed in the middle of the composite samples. Composite increments and FRCs were polymerized for 20 seconds and the samples were polished. A 300 hour UV aging procedure was applied (Prowhite Ultraviolet Accelerated Weatherometer). Color measurements of the samples were made before and after the aging process using a colorimeter (ShadeEye Ex, Shofu, Japan). TP_{00} and ΔE_{00} values were calculated according to the CIEDE00 color scale using the L, a, b, C, h values recorded in each measurement. Two-way ANOVA posthoc Bonferroni test and one-way ANOVA posthoc Tukey in data analysis; Paired-sample t-test was used to evaluate time-dependent changes ($p < 0.05$).

Results: According to the results of our study, the effect of fiber and composite thickness on ΔE_{00} and TP_{00} values was found to be statistically significant ($p=0.00$). There was no difference in TP values between the 2mm-thick polyethylene group and the control group (TP1: $p=0,12$; TP2: $p=0,48$). Fiber groups, except for the glass group, showed lower TP_{00} values than the control group. 3 At 4 mm, the effect on the translucency of the fiber disappeared. After UV aging, ΔE_{00} values were found above the acceptable threshold value (AT: 1.8) at all thicknesses with polyethylene fiber. After aging, L values and TP_{00} values were lower and b values were higher in all groups.

Conclusion: Fiber type, composite thickness and accelerated aging process affected optical parameters. The TP_{00} of glass fiber was found to be higher than polyethylene and quartz fiber. There is a negative correlation between composite thickness and TP_{00} . The aging process caused the materials to appear more opaque, dark and yellow. Because of its TP_{00} similar to the control group, the use of low composite thickness polyethylene and quartz fiber is recommended; however, the high ΔE_{00} value of polyethylene fiber should not be overlooked. In order to achieve an aesthetically successful result, the effect of fiber and composite thickness should be taken into account when deciding on the final color of the restoration.

Keywords: Fiber reinforced composite, accelerated aging, thickness, translucency, color stability, ribbond, CIEDE2000

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Mekanik ve fiziksel özelliklerinin üstünlüğüyle bilinen fiberle güçlendirilmiş kompozitler (FGK), rezin matriks içine fiber demetlerinin yerleştirilmesi ile elde edilen materyallerdir. Bu materyallerin, kompozit restorasyonlardaki en önemli başarısızlık sebeplerinden biri olan kompozit rezin yapısındaki çatlak oluşumunu engellediği ve çatlak ilerlemesini durduğu belirtilmiştir (1). Esneme ve dentine bağlanma dayanımının yüksek olması sayesinde restorasyonların dayanıklılığını artırarak daha konservatif ve daha tutucu tedavi seçeneklerine imkan tanıyan fiberle güçlendirilmiş kompozitler, 1960’larda ilk olarak endüstride kullanılmaya başlanmış ve günümüzde diş hekimliği alanında da endodontik tedavi görmüş, madde kaybı fazla olan dişlerin restorasyonu, kron-köprü restorasyonları, splint uygulamaları ve ortodontik pekiştirme uygulamaları gibi tedavilerde son derece geniş kullanım alanı bulmuştur (2, 3).

Restoratif diş hekimliği bilim ve sanatının başarısı, fonksiyonel ve estetik sonuçlara göre belirlenmektedir. Dişlerin restorasyonunda, estetiğinin temel parametreleri olan konum, kontur, doku ve rengin başarılı bir şekilde ikame edilmesi, hasta ve hekim memnuniyeti açısından oldukça önemlidir. Tatmin edici bir estetiğe ulaşmak ve restorasyonun doğal ve çekici görünmesini sağlamak için gerekli olan renk uyumunu elde etmek, ancak rengi meydana getiren bilimsel ilkelerin anlaşılması ile mümkündür (4).

Restorasyonların yenilenmesinin en yaygın sebeplerinden biri, renk stabilitesini koruyamamalarıdır. Renk stabilitesini etkileyen faktörler; su emilimi, polimerizasyon yöntemi, bitirme ve cila işlemleri, boyayıcı faktörlerin etkisi, yüzey özellikleri, oral hijyen, materyallerin yapısı ve yaşıdır (5). Estetiği sağlamak için, dental restoratif materyallerin yüzey renklenmesine dirençli olmalarının yanında içsel renk stabilitesini de korumaları gerekmektedir (6). Hem anterior hem posterior bölgede kullanımı yaygınlaşan fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin mekanik özellikleri ile ilgili çalışmalar daha çoğunlukta olup (7–10), restorasyonun rengine ve renk stabilitesine olan etkileri konusundaki bilgiler yeterli değildir.

Bu tez çalışmasında, FGK restorasyonların nihai rengini etkileyen fiber tipinin ve onu çevreleyen kompozit kalınlığının optik özellikleri incelenmiştir. Ek olarak; ultraviyole (UV) ışık ile hızlandırılmış yaşlandırma yapılarak, renk stabilitesi karşılaştırmalı olarak rapor edilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Rezin Sistemler

Kompozit rezinler, konservatif diş hekimliği alanına, 1940'larda silikat simanların yerini alan akrilik rezinlerin dezavantajlarını en aza indirmek için girmiştir. 1955'te Buonocore, akrilik rezinlerin mineye daha iyi bağlanması için ortofosforik asit kullanmış, 1962'de Bowen, akrilik rezinlerde daha iyi fiziksel özellikler elde etmek için Bis-GMA monomerini geliştirmiştir (11). Bununla birlikte kullanılmaya başlayan kompozit rezinler, uygulama alanlarının da genişlemesiyle restoratif diş hekimliğinde önemli bir yer edinmiştir (12). Bu kimyasal kompozitler, bir baz ve katalizörün karıştırılmasını gerektirdiği için, kullanım esnasında doğru oranların yakalanması, karıştırma işlemi ve renk stabilitesi ile ilgili sorunlarla karşılaşmıştır (13). 1970'den itibaren, elektromanyetik radyasyonla polimerize edilen kompozit malzemelerin ortaya çıkması ile bu dezavantajlar ortadan kaldırılmıştır. Daha sonraları, kullanılan ultraviyole (UV) ışık ile polimerizasyonun yetersiz olduğu görülmüş ve günümüzde halen kullanılan görünür ışık ile polimerizasyona geçilmiştir (14). Kompozit sistemlerdeki bu gelişmeler, sürekli olarak takip edilmeyi gerekli kılar ve durmaksızın devam etmektedir.

Kompozit rezinlerin diş rengine uygun olmaları, içeriğinde civa bulundurmamaları, biyouyumlu olmaları, diş dokusuna bağlanabilmeleri, kavite preparasyonunun konservatif olması, kalan diş dokusuna destek olmaları, tek seansta bitirilebilmeleri ve düşük ısı iletkenlikleri, avantajları arasında sayılabilir (15). Klinik çalışmalar bunların yüksek performanslarını teyit ederek, yaklaşık 10 ile 20 yıl arasında oldukça düşük başarısızlık oranları bildirmektedir (16). Bu nedenle, uzun yıllardır dental materyal araştırmalarının odak noktalarından biri olmuşlardır.

Kompozitlerin fiziksel, mekanik ve estetik özellikleri, klinik performanslarını belirlemektedir. Temel olarak, dental kompozitler kimyasal olarak farklı üç fazdan oluşur. Bu fazlar; organik matris veya organik faz (continuous phase); inorganik matris, doldurucu faz (dispersed phase); ve doldurucuyu bir organik rezine bağlayan ara fazdır (silane coupling agent). Kompozit rezinlerde inorganik ve organik bileşimleri birbirine bağlayan yapı, silisyum hidrojen bileşikleridir olup bunlara 'silan' adı verilmektedir (17).

Her rezin ayrıca polimerizasyonu başlatmak ve tamamlamak için bir hızlandırıcı-başlatıcı sistem içermektedir. Kimyasal olarak sertleşen kompozitler genellikle bir amin-peroksit sistemi kullanırken ışıkla sertleşen rezinler yoğun mavi ışıkla aktive edilen bir di-

keton amin sistemi (camphoroquinone) kullanır. Ek olarak, şeffaflığı ve rengi kontrol etmek için pigmentler ve opak malzemeler eklenir (18).

Rezin matrisi, BisGMA veya üretan-diakrilat gibi bir dimetakrilat oligomeridir. Yüzey arayüz fazı, organik rezin matrisini inorganik dolduruculara bağlayan silan gruplarından veya organik matris ile inorganik matrisi arasında bir homopolimerik bağ kopolimerinden oluşmaktadır. Ara yüzey bağlanma derecesi ve kimyasal stabilite, bir kompozit rezinin başarılı klinik kullanımı için kritiktir (19).

Kompozit rezin sisteminin iskeletini monomer sistemi oluşturmaktadır. Bis-GMA, günümüz kompozitlerinin üretiminde en çok kullanılan monomerdir. Tek başına veya üretan dimetakrilat ile bağlantılı olarak, standart kompozit rezin bileşimlerinin yaklaşık %20'sini oluşturur (20). Monomer veya monomer kombinasyonunun ortalama moleküler ağırlığının düşük olması, polimerizasyon büzülmesinin büyük olduğunu gösterir. Bu rezini seyreltmek, üretim sürecini ve klinik kullanımı kolaylaştıracığından, içeriğine bisfenol A dimetakrilat (Bis-DMA), etilen glikol dimetakrilat (EGDMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), metil metakrilat (MMA) veya üretan dimetakrilat (UDMA) gibi düşük viskoziteli monomerler eklenir (21, 22).

Kompozitler polimerize olurken organik matrisin etkisi ile her zaman bir dereceye kadar büzülme gösterir. Bu etkiyi azaltmak için dental araştırmalar, spiroortokarbonatlar (SOC'ler) gibi çeşitli monomerler üzerine yoğunlaşmıştır (23). Epoksi-poliol sistem kombinasyonları, 3M-Espe tarafından patentli (24) siloksan-oksiran bazlı rezinler veya multietilen glikol dimetakrilat gibi yüksek moleküler ağırlıklı moleküller ve C = C bağlarını azaltarak % 90 -% 100 dönüşüm sağlamayı başaran kopolimerler ve ormoserler de bu amaçla üzerinde çalışılan monomerlerdendir (25).

Kompozit rezinlerin inorganik fazı, özünde kompozitin fiziksel ve mekanik özelliklerini belirleyen inorganik dolduruculardan oluşur. Doldurucunun niteliği, nasıl elde edildiği ve ne kadar eklendiği kompozit rezinlerin mekanik özelliklerini belirlemektedir. Bu nedenle mümkün olduğunca yüksek yüzdeyle dahil edilmesi temel amaçlardan biridir. İnorganik doldurucular, termal genleşme katsayısını ve polimerizasyon büzülmesini azaltır, radyoopaklığı sağlar ve estetik sonuçları iyileştirir (26).

Kullanılan doldurucu parçacıkları kimyasal bileşimleri, morfolojileri ve boyutları bakımından büyük farklılıklar gösterir. Ana doldurucu maddesi silikon dioksittir; bor silikatlar ve lityum alüminyum silikatlar da yaygın olarak kullanılmaktadır. Pek çok

kompozitte kuvarsın yerine radyoopak olan baryum, stronsiyum, çinko, alüminyum veya zirkonyum gibi ağır metal parçacıkları kullanılmaktadır. Karşı dişte daha az aşınmaya neden olan kalsiyum metafosfat gibi malzemeler için ise araştırmalar devam etmektedir (27).

Organik rezin matriks ile inorganik doldurucular arasındaki adeziv bağlantının kalitesi, kompozit materyalin mekanik dayanıklılığı üzerinde büyük bir etkiye sahiptir (28, 29). Ara bağlayıcılar, inorganik materyallerin yüzeyini modifiye ederek organik yapıya bağlantısını sağlamaktadırlar. Ara bağlayıcı, organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşmaktadır (30). En sık kullanılan birleştirme ajanı, 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPTS) adı verilen bir silikon organik bileşiktir (20). Silan bağlama ajanları hem rezinin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirir hem de rezin-partikül ara yüzeyinden suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar, rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır. Silan bağlama ajanları, inorganik fazın özellikle silika partiküllerinde olumlu sonuçlar vermiş, bu nedenle kompozit rezinlerin büyük bir çoğunluğunda silika içerikli inorganik doldurucular kullanılmıştır (27, 31, 32).

Kompozit rezinler, diş hekimlerinin bunları tanımlamasını ve kullanmasını kolaylaştırmak için bileşimlerine bağlı olarak farklı şekillerde sınıflandırılmıştır. Hala geçerli olan popüler bir sınıflandırma, doldurucuların partikül boyutuna dayanan Lutz ve Phillips'in sınıflandırmasıdır. Bu sınıflandırmaya göre kompozit rezinler; geleneksel makro (0,1-100 μm), mikro (0,01-0,1 μm) ve hibrit kompozitler (0,04-1 μm) olarak üçe ayrılır (33). Diğer bir sınıflama ise, Young modülü, inorganik doldurucu yüzdesi (hacimce), ana parçacıkların boyutu, yüzey pürüzlülüğü ve sıkıştırma dayanımı gibi bir dizi parametreye dayanan Willems ve arkadaşlarının sınıflamasıdır (34). Bu sınıflandırmaya göre doldurucu hacmi %60'tan az olan kompozit rezinler orta dolduruculu (midway-filled), %60'tan fazla olan kompozit rezinler ise yoğun dolduruculu (compact-filled) olarak adlandırılmaktadır. Fiberle güçlendirilmiş kompozitler de bu sınıflandırmaya dahil edilmiştir (34–36).

2.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

2.2.1. Makrofil Kompozitler

Makro dolduruculu kompozit rezin veya geleneksel kompozit rezin, kuvars doldurucular ve stronsiyum veya baryum camı içermektedir. Makro dolduruculu kompozit rezinlerin partikülleri nispeten büyük boyuta sahiptir ve serttir, bu nedenle cilalanması zordur ve temas sırasında antagonist dişin aşınmasına neden olabilmektedir (34).

2.2.2. Mikrofil Kompozitler

Mikro dolduruculu kompozit rezinler 1970'in sonlarında geliştirilmişlerdir. Partikül yüzdesini %30'dan % 30-50' e yükseltmek için koloidal silika partikülleri ile muamele edilmişlerdir (37). Diğer kompozit rezinlere kıyasla yüksek cilalanabilirliğe sahip olma avantajına sahiptir ve artan doldurucu yüzdesi, polimerizasyonun olumsuz etkisini azaltmaktadır. Bu kompozit rezin, kompozit partikülleri ile matris arasındaki zayıf bağ nedeniyle fazla yüke maruz kalan yüzeylerde restorasyon materyali olarak kullanılamama dezavantajlarına sahiptir (38).

2.2.3. Hibrit Kompozitler

Hibrit kompozit rezinler, makro ve mikro dolduruculu rezinlerin bir kombinasyonudur (37, 39). Bu iki türün kombinasyonu ile, makro dolduruculu kompozit rezinlerin fiziksel özellikleri ve mikro dolduruculu kompozit rezinlerin yüksek cilalanabilirlik özelliğinin birleştirilmesi amaçlanmaktadır (33). Hibrit kompozit rezinler, iyi aşınma direncine ve mekanik özelliklere sahiptir, bu nedenle yüksek stres maruziyeti gerektiren diş restorasyonlarında kullanılabilirler (20).

2.2.4. Nanohibrit Kompozitler

Günümüzde nano teknoloji alanında yaşanan gelişmeler 25 nm boyutunda nano partiküller ve 75 nm boyutunda nanoagregatlar içeren yeni kompozit rezinlerin üretilmesine olanak sağlamıştır. Nanofillerde doldurucu olarak zirkonyum / silika ve nanosilika partikülü kullanılması polimerizasyon büzülmesini azaltmış ve kompozit rezinin mekanik özelliklerini arttırmıştır (38).

Partikül boyutunun küçülmesi ile, restorasyon bitirme işlemlerinden daha iyi sonuçlar alınmaktadır ve zamanla materyalde meydana gelecek aşınmaları büyük oranda azaltmaktadır. Parçacıkların daha küçük boyutlu olması sebebiyle daha az polimerizasyon büzülmesi görüldüğü, mine kenarlarında marjinal sızıntı, renk değişiklikleri, bakteri penetrasyonu ve postoperatif hassasiyetlerin oluşumundan sorumlu mikro çatlakların oluşumunun azaldığı belirtilmektedir (40).

Partikül boyutunun küçük olmasının dezavantajı ise, ışığı iyi yansıtamamalarıdır. Bu nedenle, optik performanslarını geliştirmek için daha büyük boyutlu parçacıklarla birleştirilirler (36).

2.3. Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozitler

Günümüzde imalat sanayisindeki hızlı büyüme, malzemelerin, mukavemet, sertlik, yoğunluk ve daha düşük maliyet açısından iyileştirilmesini zorunlu kılmaktadır. Fiberle güçlendirilmiş kompozitler (FGK), çeşitli uygulamalarda bu iyileştirmelere sahip malzemelerden biri olarak ortaya çıkmıştır (41). Kompozit malzemeler, biri matris fazında bulunan ve diğeri parçacık veya lif formunda olabilen iki veya daha fazla bileşenin bir karışımıdır (42). Kompozit malzemelerin imalatında doğal veya sentetik fiber liflerin kullanılması diş hekimliğinde yenidir, ancak gelişmiş fiziksel özellikleri ve kullanım avantajları sebebiyle diş hekimliği dışındaki birçok endüstride önceden beri uygulama alanı bulunmaktadır. İnşaat, mekanik, otomobil, havacılık, biyomedikal ve denizcilik, bu endüstrilerden birkaçıdır. Tekne gövdeleri, direkler ve dümenler gibi diğer birçok bileşen artık rutin olarak FGK' lerle üretilmektedir. Yüksek kaliteli otobüsler ve büyük modern yel değirmenlerinin yapımında da fiber destekli malzemelerden faydalanılmaktadır (43, 44).

Son yirmi yılda yapılan araştırma çalışmaları, fiberle güçlendirilmiş kompozit (FGK)'lerin yapısal ve mekanik özelliklerindeki önemli gelişmeler sebebiyle bu kompozitleri, diş hekimliğinde kullanılan birçok geleneksel malzemeye alternatif olarak sunmuştur (45).

Son 15 yılda, restoratif yaklaşım, mekanik retansiyondan gelişmiş adezyona doğru ilerleyerek istikrarlı bir şekilde gelişmiştir. Bu geçiş, bilimsel yayınlar, adeziv malzemelerdeki gelişmeler ve en önemlisi, ileri adezyon bilim ve tekniklerinin dünya çapında yaygınlaştırılmasıyla desteklenmektedir. Restoratif materyallerin ağız ortamının doğal işleme mekanizmalarına uygun bir şekilde kullanımı, dişleri gerektiği gibi restore etmek için doğal diş bütünüyle anlamaya dayanan biyomimetik kavramı ile birlikte ele alınmaktadır (46, 47). Klinik diş hekimliğinde biyomimetik, görünüm, biyomekanik ve fonksiyonel yeterlilikler açısından doğal bir dişin özelliklerini taklit eden hasar görmüş dişlerin onarımını ifade eder (48). Örneğin, adeziv restoratif materyaller, doğal dişleri taklit eden diş morfolojisi ve estetiği göstermiştir (49).

Adeziv diş hekimliğindeki gelişmelerle; sınıf II restorasyonlardaki geleneksel uygulamalar yerini, mine ve dentin dokusuna adezyon yoluyla bağlanan materyallere bırakmıştır. Mine ve dentine adeziv tekniklerle bağlanan bu restorasyonlar, az miktarda diş dokusu kaldırılması ile yeterli retansiyon elde edilmesini sağlamaktadır (50). Bir restoratif materyali seçerken; dişte en az madde kaybına yol açan, morfolojik ve mekanik özellikler

açısından dişin yapısına en uygun olan ve ağız içi dokulara biyouyumluluk gösteren materyal olması göz önüne alınmalıdır (51). Kompozit rezinler, günümüzde dişlerin restore edilmesinde sıklıkla kullanılan estetik dolgu materyalleridir (52); ancak mevcut restoratif kompozitlerin klinik ömrünü olumsuz etkileyen ve restorasyonun başarısız kabul edilmesine neden olan bazı etkenlerin varlığı bilinmektedir (53). Bu etkenlerin bir çoğu rezidüel strese bağlı olarak gelişebilmektedir. Rezidüel stres; kompozit ile restore edilmiş bir dişin polimerize edildikten sonra, herhangi bir işlevsel yük olmasa bile maruz kaldığı gerilimdir (54). Rezidüel stres sonucu meydana gelen bağlantı başarısızlıkları, diş ile restorasyon arasında boşluk oluşmasına, çatlaklara, tekrarlayan çürüklere bağlı gelişen ağrı ve hassasiyete sebep olmaktadır. Herhangi bir biyomimetik restoratif tekniğin nihai hedefi mümkün olan maksimum bağlanma gücünü korurken rezidüel stresi azaltmak, dişin ve restorasyonun ömrünü olabildiğince uzatmaktır (54, 55).

Stresi azaltan protokoller, fonksiyon altındaki restorasyonun ömrü boyunca stres azaltımını destekleyen bazı temel prensipleri içerir (56). Bu protokollerden biri, büyük restorasyonlar için, gelişmiş bağlanma mukavemeti sonucu hibrid tabakada oluşan stresi en aza indirmek için fiber liflerin kullanımını önerir (57, 58). Fiber lifler, konumlandığı alanın her iki tarafındaki kompozitin farklı yönlerde mikro hareketler yapmasına izin verir. Polimer ağında bir bozulma olmamakla birlikte, polimerizasyon büzülmesi hibrid tabakayı strese sokmaz (59). Kompozit dolguların özellikleri, doldurucu partiküllerin boyutunun küçültülmesi ve bu fiberlerin kullanılması yoluyla geliştirilmiş ve geliştirilmeye devam etmektedir (60). Fiber ile güçlendirilmiş kompozitler dentin replasmanı olarak kullanılmakta ve iki katmanlı rezin kompozit yapısı, dentin-mine kompleksinin lifli yapısını taklit ederek biyomimetik bir restorasyon sistemi olarak kabul edilmektedir (61, 62).

2.3.1.Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitlerin Avantajları

- Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerle yapılan restorasyonların hem hasta başında, hem de laboratuvarda üretilmeleri mümkündür.
- Metallerle karşılaştırıldığında, aşındırıcı olmama, yarı saydamlık, yüksek bağlanma özellikleri ve onarım kolaylığına sahiptirler.
- Endodontik tedavi sonrası aşırı madde kaybına uğrayan dişlerin restorasyonu için ideal materyallerdir.

- Polimerizasyon derinliği 4-5 mm kadar olabilmektedir.
- Geleneksel restoratif tedavi uygulamalarına minimal invaziv, düşük maliyetli bir alternatif sunar.
- Restore edilmiş bir dişte çatlak yayılmasını önleyici özellik gösterir.
- Adeziv köprülerde, splint materyali olarak, estetik özel yapım post ve korların sağlanmasında ilgi çekici uygulamalar sunar.
- Oldukça uygun mekanik özelliklere sahiptirler ve mukavemet ağırlık oranları çoğu alaşımdan üstündür.

2.3.2. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitlerin Dezavantajları:

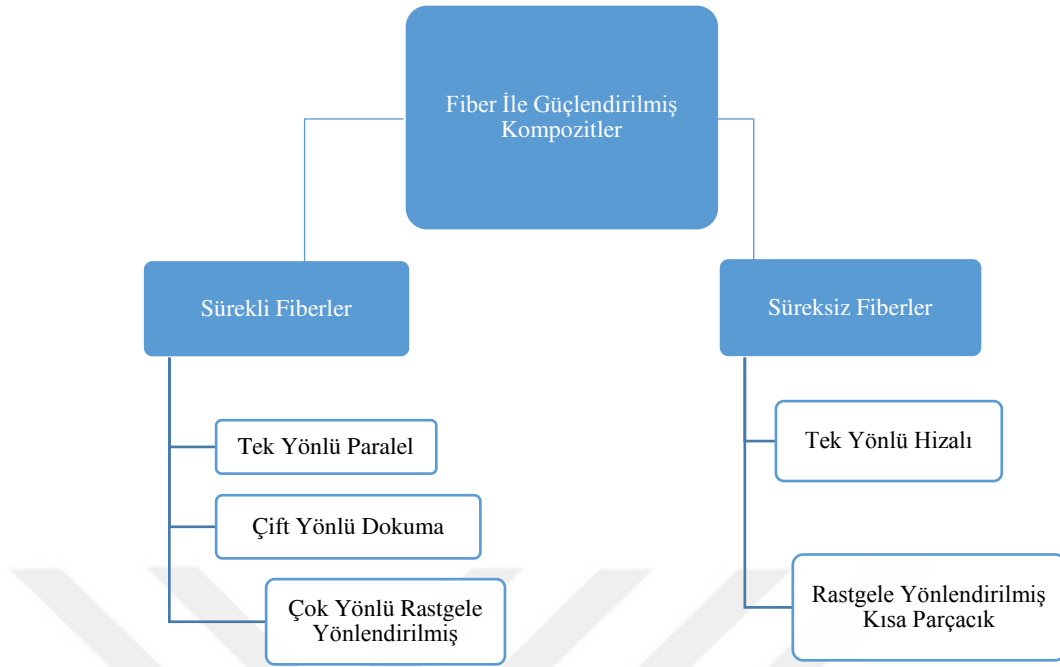
- Fiber destekli kompozit restorasyonlarda en sık karşılaşılan problemler kaplama kompozitinin aşınması, ufalanması, delaminasyon ve ikincil çürükler nedeniyle oluşan kırıklar ve oklüzal aşınmadır. Ancak sorunların çoğu kolay, hızlı ve ekonomik bir şekilde onarılabilir.
- Fiber destekli kompozitlerin mekanik özellikleri hidrolitik yaşlandırmadan sonra azalmaktadır (63).

Fiber destekli kompozitlerin diş hekimliğinde birçok uygulamada kullanım olasılığı vardır ve diş hekimliğinde artan uygulama ve popülerlik kazanmaları beklenmektedir.

2.3.3. Fiberlerin Sınıflandırılması

Kompozit malzemeler, ana malzeme ve doldurucu materyal içeriklerine göre sınıflandırılırlar. Doldurucu materyaller doğal veya sentetik yapılı levhalar, parçalar, parçacıklar, lifler veya kıllar şeklinde bulunur ve bunları bir arada tutan yapı matris veya bağlayıcı faz olarak adlandırılır. Fiber ile desteklenen kompozitlerde doldurucu materyaller liflerdir ve liflerin tipine, oryantasyonuna, monomer infiltrasyonunun önceden yapılıp yapılmamasına göre sınıflandırılabilirler.

Yönelimine (oryantasyonuna) göre fiberler; sürekli ve süreksiz fiberler olarak; sürekli fiberler; tek yönlü (unidirectional), iki yönlü (bidirectional) ya da çok yönlü olarak (multidirectional); süreksiz fiberler ise hizalanmış (aligned) ve rastgele yönlendirilmiş kısa parçacık fiberler (randomly oriented short fiber) olarak gruplandırılır (64, 65). Bu sınıflandırma **Şekil 1**'de şematize edilmiştir.



Şekil 1. Fiberlerin Yönelimlerine Göre Sınıflandırılması

Monomerle doyurulmasının (infiltrasyon) önceden yapıp yapılmamasına göre önceden doyurulmuş (preinfiltre) fiberler ve önceden doyurulmamış (non-preinfiltre) fiberler olarak ayrılırlar (**Tablo 1**)(66).

Tablo 1. Diş hekimliğinde kullanılan FGK ürünler ve bileşimleri

	Ürün	Üretici Firma	Fiber Tipi	Fiber Yönelimi
Laboratuvar Hazırlanan Preinfiltre Fiberler	Fiber Kor	Jeneric/Pentron	S-Cam	Doğrusal
	Vectris	Ivoclar	E-Cam	Doğrusal
Klinikte Hazırlanan Preinfiltre Fiberler	EverStickC&B	Stick Teck/Turku	E-Cam	Doğrusal
	Quartz Splint UD	RTD	Kuvars	Doğrusal
	Splint-It	Jeneric/Pentron	Cam	Doğrusal Örgü
Klinikte Hazırlanan Non-preinfiltre Fiberler	Connect	Kerr	Polietilen	Örgü
	Ribbond	Ribbond	Polietilen	Dokuma
	Glasspan	Exton	S-Cam	Örgü
	Stick	Stick Teck/Turku	E-Cam	Doğrusal
	Stick Net	Stick Teck/Turku	E-Cam	Doğrusal

Tipine göre fiberler, doğal ya da sentetik fiberler olarak iki ana başlık altında incelenebilir. Kenaf, koton, sisal, kenevir, doğal fiber örnekleridir. Kevlar, karbon, cam, kuvars, ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE), metal, karbon-grafit, safir ve silanize edilmiş cam ise değişen başarı dereceleri ile kullanılan sentetik fiberlere örnek olarak verilebilir (67–69).

2.3.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Fiber Türleri

2.3.4.1. Karbon Fiberler

Karbon fiberler, poliakrilonitrilin karbonizasyonu ile üretilmekte olup ince tabakalardan oluşmuş grafitlerin birbiri içinde dağılmasından meydana gelmişlerdir (70). Düşük sürtünme katsayısı ve ısısal genleşme, yüksek rijidite, dayanıklılık, yorulma direnci, ısısal iletkenlik ve kimyasal inertliğe sahip olup sitotoksik ve kanserojenik etkisi olmadığı belirtilmiştir (71, 72).

Karbon fiberler diş hekimliğinde ilk kez 1970'lerde, protez kaide polimerlerini (polimetil metakrilat) güçlendirmek için kullanılmaya başlanmıştır (43). Polimetil metakrilata (PMMA) yüzeyi işlenmiş karbon fiberlerin eklenmesiyle darbe dayanımı ve transvers kuvvetlere karşı dayanımının arttığı görülmüştür. İşlemden önce rezine silan ile kaplanmış rastgele yönlendirilmiş karbon fiberlerin dahil edilmesiyle yorulma direncinde % 42'den % 100'e kadar bir artış görülmüştür (67, 73).

Karbon fiber takviyeleri, zor kullanım özellikleri ve kötü estetikle sonuçlanan siyah rengi nedeniyle yaygın kullanım alanı bulamamışlardır (74). Bununla birlikte, yüksek mukavemetli ve yüksek elastikiyet modülüne sahip oldukları için sıklıkla kök kanal postu olarak kullanılmışlardır. Hem gerilme hem de sıkıştırmada yüksek mukavemet sergilemektedirler. Darbe dayanımları ise cam veya aramid FGK'den daha düşüktür (75).

Modern endodonti ile birlikte kaybedilen diş yapısını restore etmeye yardımcı olmak için klinik olarak uygun post ve kor sistemlerine olan talep artmaktadır (76).

Üretici, karbon fiberin, yüksek gerilme mukavemeti ve benzerliği nedeniyle prefabrik post olarak tercih edilen malzeme olduğunu iddia etmektedir (77).

2.3.4.2. Aramid Fiberler

Aramid fiberler, düşük yoğunluklu aromatik poliamid fiberlerdir ve diğer bir ismi ile kevlar fiberler olarak bilinmektedir. Kimyasal direnci yüksektir ve termal kararlılık,

mekanik stabilite ve yüksek geçiş sıcaklığı (glass transition) gibi üstün fiziksel özelliklere sahiptirler (78).

Aramid fiberlerin bükölme mukavemeti cam fiberden 20, naylondan ise iki kat fazladır. Termal stabilitesi ve ısısal iletim katsayısı, cam ve karbon fiberlere oranla daha düşüktür. Karbon ve cam fiberler kırılındırırlar, kevlar fiberler ise dövöllebilir ve biçimlendirilebilir özelliğe sahiptir (79). Görünür ve ultraviöle ışığa maruz kaldığında, rengi ve mekanik özellikleri değışebilmektedir (53, 80). Fiberlerin sarı renkte olması, lif ve rezin arasındaki zayıf bağlantı ve polisajlanabilirliğinin yetersiz olması sebebiyle diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilmemektedir; ancak, protez kaidesi polimerlerini güçlendirmek için kullanılmışlardır (81).

2.3.4.3.Cam Fiberler

Ana maddesi silisyum oksit (SiO_2), boron oksit (B_2O_3), fosfor oksit (P_2O_5) gibi oksitlerdir, en sık cam yapıcı oksit olarak SiO_2 kullanılır. Camın ince filamentler haline getirilmesi ile elde edilir. Bu oksitlerle cam yapılabilse bile sodyum oksit (Na_2O_3), potasyum oksit (K_2O), kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), oksit düzenleyiciler olarak kullanılırlar; bu düzenleyici oksitler sayesinde camın akışkanlığı artırılarak çalışma süresi uzatılabilir (82).

Cam fiberler, gerilme mukavemetinin yüksek olması ve düşük elastik modölü sayesinde hem endüstride hem de diş hekimliğinde en sık tercih edilen fiber tipidir. Translucens görünömleri onları, özellikle estetiğin önemli olduğu anterior restorasyonlarda kullanımı için oldukça elverişli hale getirir. Isı, nem ve düşük pH'a karşı dayanıklı olmaları, parlatılabilme özelliklerinin iyi olması ve dentine bağlanma kapasitesi diğler fiber tiplerine kıyasla üstün özellikleridir (83, 84).

Cam fiberler dental polimerleri kuvvetlendirmek amacıyla örgü şeklinde, devamlı ve dağınık olarak kullanılırlar. Tek yönlü fiberler 1.000- 200.000 arasında tek cam fiber lifi içeren yapılardır. Polimer rezinleri cam fiber ile kuvvetlendirmek ve polimer matriks ile cam fiberler arasında iyi bir bağlantı kurabilmek için silan bileşikleri kullanılmaktadır. Silan ile işlenmemiş fiberler akrilik rezin matris içinde sadece katılmış materyaller olarak bulunurlar, bu da rezini kuvvetlendirmekten ziyade zayıflatmaktadır (79, 85).

Cam bileşimlerinin geliştirilmesinde, fiberin amacına ve üretim teknolojisi özelliklerine göre belirlenen hizmet parametrelerine getirilen gereksinimlerin dikkate

alınması gerekmektedir. Bu nedenle farklı sistemlerde farklı özelliklere sahip cam fiberler üretilir (86).

Cam kütlesinin kimyasal bileşimine, mekanik ve kimyasal direnç özelliklerinde gösterdikleri farklılıklara göre A-, C-, D-, E-, R- ve S-cam türleri olarak sınıflandırılır. Kalsiyum-alümino-borosilikat bileşimine sahip E-cam (elektriksel cam), güçlendirilmiş plastikte kullanılır (87). Gerilme ve basınç dayanımı yüksektir ve sertliğine nispeten maliyeti düşüktür (86). R- ve S- türleri bazen kanal postu olarak da kullanılır (88).

Piyasada yaygın olarak kullanılan cam fiber markaları Vectris (Ivoclar, Liechtenstein), Splint-It (Jeneric/Pentron, Germany), GlasSpan (Exton, USA), Fiber Kor (Jeneric/Pentron, Germany) Stick (Stick Tech, Finland), StickNet (Stick Tech, Finland) ve EverStick (Stick Tech, Finland) olarak söylenilebilir (89). Diş hekimliğinde kullanılan 6 farklı cam fiberin ayırıcı fiziksel özellikleri **Tablo 2’de** ve kompozisyon yüzdeleri **Tablo 3’de** verilmiştir (90).

Tablo 2. Farklı cam fiber tiplerinin ayırıcı fiziksel özellikleri

A-cam	Yüksek dayanıklılık, güç ve elektrik direnci
E-cam	Yüksek elektrik yalıtımı ve su direnci
C-cam	Yüksek korozyon direnci
AR-cam	Alkali direnci
R-cam	Daha yüksek mukavemet ve asit korozyon direnci
S-cam	Daha yüksek çekme mukavemeti

Tablo 3. Farklı cam fiber tiplerinin yüzde içerikleri

Bileşenler	A- Cam	E-cam	C-Cam	AR-cam	R-cam	S-cam
SiO ₂	71	53-55	56-58	62	75.5	62-65
Al ₂ O ₃	3	14-16	12	0.8	0.5	20-25
CaO	8.5	20-24	17-22	5.6	0.5	-
MgO	2.5	20-24	2-5	-	0.5	-
B ₂ O	-	6-9	-	-	20	0-1
K ₂ O	-	<1	0.4	-	3	-
Na ₂ O	15	<1	0.1-2	14.8	-	0-1
Fe ₂ O ₃	-	<1	0.2-2	-	-	0.2
ZrO ₂	-	-	2	16	-	-
ZnO	-	0-0.7	2	0	-	-

2.3.4.4. Kuvars Fiberler

Doğal kuvars kristallerinden üretilen kuartz fiberler, kuvars çubukların bir oksijen hidrojen alevine tabi tutularak filamentlere çekilmesi ile elde edilir. Cam fiberlerden daha pahalıdır, çünkü üretilmeleri için nadir bulunan yüksek saflıkta kuvars kristalleri gereklidir (91).

Kuvars camının bir dizi benzersiz fizikokimyasal özelliği vardır. Mukavemet, kimyasal direnç, dielektrik parametreler ve sıcaklık direnci açısından diğer sürekli cam fiber türlerini geride bırakır. Bu özellikler kuvars camının kimyasal bileşiminden kaynaklanmaktadır: Kuvars fiberdeki SiO₂ içeriği ağırlıkça yaklaşık %99.95'tir. Si-O bağı yüksek enerjiye sahip olduğundan, kuvars liflerinin mukavemeti, yüksek mukavemetli S tipi liflerin mukavemetinden daha yüksektir. Bu fiberden yapılan malzemeler 1200°C'ye kadar sıcaklıklarda uzun süre hizmet verebilir ve 2000°C'ye kadar kısa süreli darbelere dayanabilir. Yüksek sıcaklığa ve korozyona dayanıklılıkları sebebiyle jet uçaklarında, roketlerde, uzay araçlarında, filtrasyon ve yalıtım malzemesi olarak sıklıkla kullanılırlar (87). Bununla birlikte, radyoelektronik, kimya ve optikte yaygın olarak kullanılmaktadır. Oda sıcaklığında çekme mukavemeti 130×10^3 psi (896 MPa) ve 204°C de (400F) 99×10^2 psi (682MPa)'dir. Oda sıcaklığında çekme modülü 10×10^6 psi (6,89 GPa) 'dir (91).

Yüksek silika ve kuvars fiberler yüksek mukavemet - ağırlık oranlarına sahiptirler. Ayrıca kuvars, silikanın 5 katı çekme mukavemetine sahiptir (91).

2.3.4.5. Polietilen Fiberler

Son yıllarda, rezin bazlı kompozitlerin dayanıklılığını ve darbe dayanımını artırmak amacıyla kullanılan fiber güçlendirme sistemlerinden, ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE) fiber güçlendirme sistemleri gittikçe popülerlik kazanmaktadır (92, 93).

UHMWPE; polietilenin moleküler ağırlığı 1×10^6 yı geçtiği zaman kullanılan bir isimlendirmedir. Düşük ve yüksek özkütleli, moleküler ağırlığı 10×10^3 ten 500×10^3 'e kadar değişen polietilenlerle karşılaştırıldığında, aşınma direnci yüksek, sürtünme katsayısı düşüktür (94). Polimerik dizilim, polietilenin eğrilmesi ile düzenlenmekte ve yüksek oryantasyona sahip polietilen fiberleri oluşturmaktadır (95).

Doğal olarak kristalin bir polimer olan polietilen, erime noktasının altındaki sıcaklıklarda elde edilmektedir. Polietilen lifler kolaylıkla biçimlendirilebilir, translusens,

düşük yoğunluklu ve biyouyumluluğa sahip liflerdir. Monofilament olarak ya da örgü fiber olarak üretilmektedirler. 140 °C den sonra yapısal olarak bozulmaları nedeniyle yüksek ısı ile polimerize olan kompozitlerle kullanılamamaktadırlar (70). Polietilen fiberlerin polimer kompozit ile adezyonundaki problem de önemli bir dezavantajdır, bunun sebebi polietilen fiberlerin yüzey enerjilerinin düşük olması ve hidrofobik olmaları sebebi ile ıslanabilirliklerinin az olmasıdır (95). Son yıllarda polietilen fiberlerin yüzeylerine plazma uygulanarak polar gruplar oluşturulup polimer yapının polietilen fiberlere adezyonu arttırılmaya çalışılmaktadır (68).

Bir FGK' nın fiberleri matris polimeri ve kompozit ile kaplanmaktadır. Bununla birlikte lifler, kuronların ve hareketli protezlerin kenar bölgelerinde veya cilalama sırasında ağız boşluğuna açık hale gelebilir, bu da oral flora ile temasına sebep olabilmektedir. Polietilen liflerin rezinlere zayıf bağlanması ve yüzey enerjilerinin düşük olması, bu materyalleri, oral floranın kolonizasyonuna yatkın hale getirmektedir. Bunun sebep olabileceği çürük ve periodontal problemler, klinik kullanımlarını sınırlandırmaktadır (96, 97).

En sık kullanılan markalar arasında ribbond ve connect gelir. Her iki marka da rezinle önceden doyurulmadığından, kullanılabilmeleri için rezinle doyurulmaları gereken polietilen fiberlerdir (98, 99).

1992 yılında piyasaya sürülen ribbond fiberler, ultra yüksek mukavemetli polietilen liflerden oluşmaktadır. Bu liflerin kırılma noktası, cam fiberinkinin oldukça üstündedir ve sert yapıda olmaları sebebiyle, bunları kesmek için özel olarak yapılmış makas gerekmektedir (100).

Ribbond, aktive edilmiş yüzeyi sayesinde kompozit rezinlerle veya PMMA ile kimyasal reaksiyona giren ilk FGK ürünlerinden biridir. Yüksek moleküler ağırlığa, 4.30.000 psi gerilme direncine, 24,8 milyon psi' lik bir esneklik modulüne sahiptir. Bu özellikleri sayesinde destek dişlerde meydana gelen gerilmeleri azaltabilmekte ve sıklıkla splint malzemesi olarak kullanılmaktadır (101). Bunun yanında post-core materyali olarak, geçici ve daimi köprülerde alt yapı materyali olarak ve akrilik kaidelerin tamirinde de yaygın olarak kullanılmaktadır. Ribbond şeritlerinin örgülü yapısı, kompozit rezine çok yönlü bir destek sağlamakta, nötr rengi ve translusens olması, içine gömüldüğü rezinin renk kontrolüne izin vermektedir. Ribbond original, Ribbond THM, Ribbond Triaxial isimlerinde çeşitleri mevcuttur (100, 102, 103).

2.3.5. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitlerin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

- Fiberlerin ve Matris Polimerin Özellikleri
- Fiberlerin Polimer Matrise Bağlanması
- Fiberlerin Kompozitlerle ve Rezin Simanlarla Bağlanması
- Liflerin Oryantasyonu Ve Yönelimi
- Fiber Miktarı
- Liflerin Doyurulması

2.3.5.1. Fiberlerin ve Matris Polimerin Özellikleri

Bu kompozitlerde, fiberler polimer matriks yapı içine gömülmüştür. Bu matriks, fiberleri içine alıp bir arada tutarak devamlı bir yapı oluşturmaktadır. Yükler matriks aracılığı ile kompozit yapının en güçlü bileşeni olan fiberlere aktarılmaktadır. Bu matriks yapı, fiberleri nemin oluşturacağı etkiden de korumaktadır. Polimer matriks ve fiberlerin yapısı, mekanik özelliklerinin yanında, FGK' ların diş-restorasyon ara yüzündeki bağlanma kabiliyetini de etkilemektedir (104). Liflerin eklenmesi amaçlanan bir rezin malzemesinin, çiğneme kuvvetlerini tolere eden mekanik özelliklere sahip olması, malzemenin biyolojik olarak uyumlu olması, düşük su emme ve çözünürlüğe sahip olması, düşük artık monomer konsantrasyonuna sahip olması ideal gerekliliklerdendir (63).

Dental FGK' ların rezin sistemleri, bis-GMA, trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA) ve üretan dimetakrilat (UDMA) gibi çapraz bağlı (termoset) polimer matrisleri oluşturabilen monomerlerden meydana gelmektedir. Çapraz bağlı polimer matrislerin reaksiyona girebilen iki aktif bölgesi bulunmaktadır. Polimerize edilmeden önce matrisin dayanıklılığını, adeziv özelliklerini ve klinik ömrünü arttırmak için, matrise PMMA'nın doğrusal (termoplastik) polimerleri eklenmiştir. Yarı-IPN (semi-interpenetrating polymer network) olarak adlandırılan polimer matrisler bu doğrusal ve çapraz bağların bir kombinasyonudur (105). Protez kaide polimerleri, protez dişler, FGK'lar ve son zamanlarda üretilen restoratif rezin kompozitler, IPN' lerin kullanıldığı alanlardır. Rezin sisteminin tipi hem bağlantı gibi fiziksel ve kimyasal özelliklerde hem de FGK' ların uygun kullanımı açısından önemli bir rol oynar (66).

Doğrusal ve yarı-IPN sistemlerine sahip matrislerle karşılaştırıldığında, çapraz bağlı polimer matrisi, daha yüksek elastiklik modülüne sahip FGK malzemelerin üretimine imkan tanımaktadır. Diğer yandan, doğrusal ve yarı-IPN polimer matrisleri, yüksek derecede çapraz bağlı termosetlerden yapılan FGK'lerden daha yüksek dayanıklılığa sahiptir. İndirekt restorasyonların ve kök kanal postlarının adeziv rezin simanlara ve kaplama kompozitlerine bağlanmasında çapraz bağlı dimetakrilat veya epoksi tip polimer matrisleri yerine FGK yarı IPN polimer matrisi tercih edilmektedir (106, 107).

2.3.5.2. Fiberlerin Polimer Matrise Bağlanması

Fiber liflerin rezin matrisine adezyonu, iyi mekanik özellikler için önemli bir kriterdir. Lif desteği, yalnızca belirli bir yük matrinden liflere aktarılabilirdiğinde etkilidir ve bu, rezin matrisi ile lifler arasında tam bir bağlanma olduğunda gerçekleştirilebilmektedir. Yetersiz adezyon sonucu meydana gelebilecek su emilimine duyarlı boşluklar ve gözenekler, bükülme özelliklerini azaltabilir (63).

Fiberler ile polimer matriks arasındaki kimyasal bağ, kovalent bağdır. Fiberlerin polimer matrikse yeterince bağlanması, fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin kullanıldığı restorasyonların dayanıklılığında büyük önem taşımaktadır. Uygun bir şekilde adezyonun sağlanması, streslerin matriksten fiberlere transferini sağlamaktadır (66). Mukavemet ve sertlik açısından değerlendirildiğinde, fiber ve matris arasındaki ara yüz, yayılan çatlağın nasıl hareket ettiği konusunda önemli bir rol oynar. Ara yüz çok güçlüyse, kompozitin kendisi sert, kırılğan bir malzeme gibi davranır ve cam lifleri çeken yüksek kuvvet, liflerin kırılmasına neden olur. Aksine, bu ara yüz çok zayıfsa, lifler çok fazla sürtünme direnci olmadan çekilir ve kompozit genel olarak düşük mukavemet ve düşük sertlik sergileyecektir (62).

Polimerler ile cam fiberler arasındaki adezyonun geliştirilmesinde, silan ajanları kullanılmaktadır. Silan bağlama maddeleri, kompozit malzemelerdeki bu farklı bileşenler arasındaki kimyasal ve fiziksel bağlanmayı optimize edebilir (63). Cam fiberlerin silika yüzeyi ile silanol grupları arasında siloksan köprüleri oluşmaktadır. Daha sonra kondenzasyon reaksiyonu ile silanol molekülleri hidrojen bağları oluşturmaktadır. Silan uygulaması, yüzey ıslanma teorisine dayanmaktadır. Fiberlerin yüzeyindeki silanlar, polimerin yüzey üzerindeki mikropürüzlü yapıya fiziksel tutunmasını sağlamaktadır (108). Yüksek molekül ağırlığındaki polietilen fiberlerin farklı polimer matrikslerine

bağlanabilmesi için uygulamalar yapılmış, ancak kimyasal bağlantı bölgesinin eksik olması ve fiber yüzeyinin düz olmaması nedeni ile zayıf bir bağlantı sağlanmıştır (109).

2.3.5.3. Fiberlerin Kompozitlere ve Rezin Simanlara Bağlanması

Fiber liflerin solunması halinde akciğerlere zararlı olması ve ağızdaki pH dengesinin asit yönüne kayması sonucu fiberlerin sitotoksik etki gösterebildiği bilinmektedir. FGK'lerin, üzerini kaplayan partikül dolduruculu kompozit (PFC)'ler fiberlerin ağız ortamına maruz kalmasının önlenmesinde önemlidir. Uygun analitik tekniklerle yapılmış araştırmalar sonucu, akciğer dokularında rastlanan liflerin büyük çoğunluğunun uzunluğu 5 µm' den küçük bulunmuştur. Bir lifin toksik olma potansiyeli; lif boyutuna, spesifik yüzey alanına, kimyasal bileşimine, çözünürlüğüne, eser metal içeriğine, eser organik içeriğine, fizyolojik pH' da yüzey yükü (zeta potansiyeli)'ne ve yüzey reaktivitesi (ESR ve spin yakalama)'ne bağlıdır (69, 110). Kaplama kompozitin özellikleri, nihai restorasyonun mukavemetinin yanı sıra aşınma direncini ve estetiğini de etkiler (111). FGK restorasyonları kaplama materyali olarak kullanılan partikül dolduruculu kompozit rezinlerin adezyonu restorasyon yüzeyinden FGK çerçevesine ve dişe yük transferinde önemli bir rol oynar. Bağlayıcı bir substrat olarak FGK, polimerlerden inorganik cam fibere ve hatta partikül dolduruculu maddelere kadar farklı tipte malzemeler içerir (112).

FGK'ye yeni bir rezinin bağlanma sürecinde, adezyon için olası substratlar lifler ve polimer matristir. FGK'nin lifleri bağlanma yüzeyinde açığa çıkarsa, liflerin adeziv özellikleri, yapıştırıcı rezinin ve kompozit rezinin FGK'ye yapışmasında rol oynar. Çoğu dental FGK materyalinin polimer matrisinin çapraz bağlı doğası nedeniyle, PFR (partikül dolduruculu rezin) 'nin FGK'ye yapışmasını sağlamanın iki olası yolu vardır: mekanik kilitleme ve FGK'nin rezin matrisinin devam eden polimerizasyonuna dayanan yapışma. FGK, çapraz bağlı olmayan polimer fazları (yani termoplastikler veya yarı IPN polimerleri) içeriyorsa, yapışma ayrıca yeni rezinin veya rezin kompozitinin monomerlerinin çapraz bağlı olmayan polimer matrisine difüzyonuna da dayanabilir (66, 113). Bu, lineer polimerin çözünürlük parametresinin, FGK'nin monomer sistemininkine yakın olmasını gerektirir. Çözünürlük parametreleri, materyallerin adeziv özelliklerini tahmin etmek ve ilişkilendirmek için geliştirilmiştir. Çözünürlük parametresinin sayısal değeri, molekülleri ayırmak için gereken enerji miktarını gösterir. Benzer çözünürlük parametresi değerlerine sahip iki malzeme, monomerlerin interdifüzyonu için gerekli olan

karıştırmaya izin vermek için karşılıklı dağılımda yeterli enerji kazanır. Resinin polimerizasyonu sırasında, ikincil yarı-IPN yapısı olarak adlandırılan yapıya dayalı bir adeziv bağ oluşur (114).

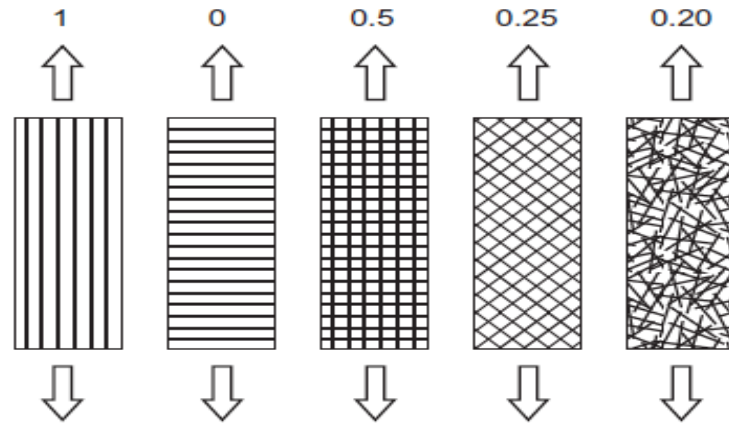
Kaplama kompozitinin nin doğrudan veya hasta başında yapılan FGK' ye bağlanması, bir diş laboratuvarında dolaylı olarak yapılan FGK'ye yapışmasından farklıdır. Resinlerin ve resin bazlı kompozitlerin veya FGK'nin polimerizasyonunda, oksijeni inhibe edilmiş tabaka olarak bilinen polimerize olmayan bir yüzey tabakasının oluştuğu tespit edilmiştir. PFC' ler, PFR'nin serbest radikal polimerizasyonu ile bu katmana yapışabilir ve dayanıklı bir bağ oluşturabilir (115).

Özetle; FGK' ler ile kaplama kompozitleri arasında 4 tip bağlantı söz konusu olabilir; bunlar mekanik retansiyon, silanla desteklenen retansiyon, sekonder IPN yapısı ile adezyon ve serbest radikal polimerizasyonu dayanan retansiyondur. FGK yapısı çapraz bağlı monomerlerden oluşuyorsa bağlantı yalnızca mikromekanik retansiyon ile oluşabilir. Cam veya kuvars yapıda ise mikromekanik bağlantı silan ile desteklenebilir. FGK yapısı doğrusal monomerlerden oluşuyorsa ya da çapraz ve doğrusal monomerlerin bir kombinasyonu olan yarı IPN yapısında ise, bunlara ek olarak monomerlerin difüzyonuyla oluşan sekonder IPN yapısı ve serbest radikal polimerizasyonu ile bağlantı sağlanabilir (66, 112).

2.3.5.4. Liflerin Oryantasyonu ve Yönelimi

FGK'lerin matris yapısına eklenen, kompozit malzemenin mukavemet, modül ve termal genleşme katsayısı gibi özelliklerini etkileyerek yapısal davranışını tanımlamaktadır. Uzun lif takviyeli kompozitler, sürekli fiber kompozitler olarak adlandırılırken, kısa lif takviyeli kompozitler, kısa parçacıklı/süreksiz fiber kompozitler olarak adlandırılır. İki veya daha fazla fiber tipinin tek bir matris yapısında bulunduğu kompozitlere ise hibrit fiber takviyeli kompozitler denilmektedir (115, 116). Sürekli fiber kompozitlerin matris yapısına lifler, tek yönlü (fitiller ve iplikler) veya iki yönlü (örgü/dokuma) olarak yerleştirilebilir (117, 118).

Fiber oryantasyonunun FGK'nin mukavemeti üzerindeki etkisinin tahmini, yükün bilinen yönü ile liflerin takviye etkinliğinin bir tahminini veren Krenchel faktörü ile yapılabilir. Liflerin yönelimlerine göre güçlendirme etkinliği **Şekil 2'**de gösterilmiştir (66).



Şekil 2. Farklı lif yönelimli FGK'lerin güçlendirici etkisi. Oklar, kuvvetin yönünü ve sayılar, liflerin güçlendirme verimliliğini belirtir (Krenchel faktörü).

Liflerin oryantasyonu, fiber takviyeli bir polimerin özelliklerini izotropikten anizotropik ve hatta ortotropik hale getirebilir. Sürekli tek yönlü fiber takviyeli polimerler, kompozite anizotropik özellikler verirken, sürekli çift yönlü lifler ortotropik, rastgele yönelimli lifler ise izotropik özellikler verir. Tek yönlü uzunlamasına lifler, uzun eksenleri boyunca üstün mekanik özellikler sergilerler (63) ve stresin en fazla gelebileceği yön bilindiği durumlarda sıklıkla tercih edilmektedirler (119). Süreksiz fiberler, hizalanmış ya da rastgele yönlendirilmiş kısa parçacık fiberler şeklinde bulunabilir (64). Kuvvetin yönü bilinmiyorsa ya da birden fazla yönde kuvvet vektörü varsa çok yönlü dokuma ya da rastgele yönlendirilmiş fiberler tercih edilebilir (120).

2.3.5.4.1. Kısa Fiber Takviyeli Kompozitler

1960 'lardan beri restoratif tedavilerde kullanılmaya başlayan fiber destekli kompozitlerde fiberler % 5 -% 7,5 ve partikül doldurucular % 60 oranında bulunmaktadır. Kompozit rezinlere fiberlerin eklenmesiyle eğilme ve kırılma dayanımı, esneklik modülü gibi fiziksel özellikler geliştirilmiş, polimerizasyon büzülmesi % 70 oranında azaltılmıştır (10). Bu da kompozit rezinlerin fazla yük altındaki posterior restorasyonlarda kullanıldığında göstermiş olduğu klinik başarısını artırmıştır (121, 122). Kısa fiber takviyeli kompozit (SFRC-short fiber reinforced composite), 2013 yılında, dentinin stres absorbe edici özelliklerini taklit etmek amacıyla everX Posterior (GC,Tokyo,Japonya) ticari ismiyle piyasaya tanıtılmıştır (66). Günümüzde Alert, EasyCore, Build-It, TI core, Nulite F isimleriyle piyasada bulunan birden fazla kısa fiber takviyeli kompozit örneği bulunmaktadır (123, 124). En çok kullanılan kısa fiber takviyesi cam yapılı fiberlerdir.

Polivinil-asetat, polietilen, naylon fiberler dahil olmak üzere çeşitli tipte polimerik fiberler de kompozit rezinleri destekleyici olarak geliştirilmiştir (91, 125).

Fiber takviyeli bir kompozitin mekanik karakteristiği sadece fiberin özelliklerine değil, matris fazdan fiberlere iletilen yükün derecesine de bağlıdır. Yük iletiminin dağılımı fiber ve matris fazlar arasındaki yüzey arası bağın büyüklüğüne bağlıdır. Bir gerilim uygulandığında fiber-matris bağı fiber uçlarında kesilir ve bir matris deformasyonu meydana gelirse matristen fibere yük transferi durur. Fiberli kompozitlerde etkin bir sertlik ve kuvvetlilik için kritik fiber uzunluğunun (l_c) uygun seviyelerde olması gerekir. Fiber uzunluğunun (l), kritik fiber uzunluğundan büyük, eşit veya kısa olması kompozitin özelliklerini ve kuvvetini etkileyen bir parametredir (126). Fiberlerin destekleyici etkisi liflerin birebir çatlak durdurucu özelliğine ve polimer matristen liflere stres aktarımına dayanır. Bu ancak liflerin uzunluğu kritik lif uzunluğundan daha büyük veya eşit olduğunda mümkündür. Bis-GMA polimer matrisli E-camın kritik lif uzunlukları 0.5 ile 1.6 mm arasında değişmektedir (127).

Partikül dolduruculu ve bulk-fill kompozitlere kıyasla üstün kırılma tokluğuna (2.9 MPa), eğilme dayanımına (124 MPa), modülüne (9.5 GPa) ve yük taşıma kapasitesine sahip SFRC'lerin yüksek stres taşıyan bölgelerde kullanımı önerilmektedir (128, 129). Bununla birlikte SFRC'lerin mukavemeti daha kalın kullanıldığında artar ve lifler kasıtlı olarak hizalandığında ya da rastgele yerleştirildiğinde önemli ölçüde farklılık gösterir. Gelecekte, doğal dişlenmenin kırılma direncini yakından taklit eden optimal restoratif materyaller oluşturmak için tek yönlü hizalanmış (anizotropik) SFRC CAD/CAM bloklarının yaygın kullanımı beklenmektedir (62, 130).

Restoratif materyallerin uzun ömürlülüğü ile ilişkili olan yüzey sertliği değerlerinin de bu kompozitlere kıyasla yüksek olduğu bildirilmiştir (131). Partikül dolduruculu ve bulk-fill kompozitlerden daha az polimerizasyon büzülmesi gösterdiği bildirilen SFRC'ler mikro çatlaklara ve mikrosızıntıya karşı da daha dirençli bulunmuştur (128, 132).

Çatlakların PFC/SFRC arayüzü ile karşılaştığında nasıl performans gösterdiğini anlamak, E-modülü uyumsuzluğunun ve oksijen inhibisyon tabakasının önemini anlamamızı sağlar. Sistemin ikamesi için E-modülü uyumsuzluğu daha büyük olan bir malzeme kullanıldığında veya oksijen inhibisyon tabakası bozulduğunda, daha yüksek bağlanma dayanımı gerekebilir. Klinik olarak alaka düzeyi, restorasyonun kırılması ve onarımı ile ilgilidir. Sistem ayrılmaya zorlanırsa, SFRC bozulmadan kalır ve kaplama

kompoziti (PFC) değiştirilerek hızlı onarım yapılabilir. Çatlak SFRC malzeme boyunca uzanırsa, tüm sistem değiştirilmelidir (62).

2.3.5.5. Fiber Miktarı

Bir polimer matris içindeki lif miktarı ağırlıkça yüzde (wt. %) veya hacimce yüzde (vol. %) olarak ifade edilebilmektedir. Lif yoğunluğundaki farklılıklar nedeniyle, hacim yüzdesi olarak belirtilmesi önerilmektedir. (133) Fiber miktarının artırılması, FGK malzemelerin eğilme mukavemetini iyileştirmektedir (134).

Bununla birlikte, daha yüksek lif içeriği her zaman daha yüksek mekanik özelliklerle sonuçlanmaz. Kontrollü bir üretim prosesi ile matris içine cam fiber ekleme hacminin oranı % 45-65 olabilir. Yüksek lif miktarına sahip yüksek kaliteli bir cam FGK malzemesi yüksek eğilme mukavemeti sağlar. % 65 cam fiber için kuru durumda maksimum eğilme mukavemeti 1230 MPa'dır. Lif miktarının artması ile rezin matriste su absorbe edebilecek yapıların oranı azaldığından su emilimi de azalacaktır (135).

2.3.5.6. Liflerin Doyurulması

FGK'lerin mekanik özelliklerini belirleyen bir diğer unsur ise monomerler, polimerler veya her ikisinin bir kombinasyonu ile doyurulma (impregnation) işlemidir. Fiberlerin doyurulmasının sebebi, onları çevreleyecek kompozit rezinlerle iyi bir adezyon elde etmektir. Bu doyurma işlemi ile liflerin yüzeyi daha iyi ıslanır ve liflerin bir demet içinde mümkün olduğunca yakın konumlanmasına yardımcı olur (136). Ayrıca, restorasyon üzerine gelen yükün rezin matristen liflere aktarılabilmesi için de liflerin, onları çevreleyen monomer matris ile doyurulması oldukça önemlidir (137). Bu işlem önceden üretici tarafından (preimpregnated) ya da daha sonra hekim/laboratuvar teknisyeni tarafından yapılabilir (138). EverStick C&B ve Quartz Splint UD önceden doyurulmuş fiberlere, Ribbond ise önceden doyurulmamış fiberlere örnek olarak olarak verilebilir (139).

Fiberlerin diş hekimi kliniğinde veya diş laboratuvarında dental rezin sistemleri ile doyurulması, zorlu ve zaman alıcı bir aşamadır ve FGK'lerin iç yapısında su emilimine sebep olabilecek boşluk ve gözenekler meydana getirebilmektedir. Bu boşluklar ise, polimer matrisin radikal polimerizasyonunu inhibe eden oksijen rezervuarı gibi davranabilmektedir (140). Bunun sonucunda, elastik modülünde ve bağ mukavemetinde azalma görülebilmekte, FGK'nin polisiloksan ağı hidrolitik ayrışmaya uğrayabilmektedir

(141). Yetersiz doyurulmuş bölgeler su emilimini arttırır ve suyun zararlı hidrolitik etkisinden dolayı kompozitin mekanik özellikleri zayıflar. Diğer bir problem oluşan mikroboşluklara oral mikrofloranın invazyonu ve buna bağlı renk değişimidir(115).Bu nedenle işlemin, fiber ürününün üreticisi tarafından yapılması tercih edilmektedir (66).

Doyurma işlemi genellikle, üretan dimetakrilat (UDMA), üretan tetrametakrilat (UTMA), bisfenol glisidilmetakrilat (Bis-GMA) veya polimetil metakrilat (PMMA) gibi monomerler kullanılarak gerçekleştirilebilir (142).

2.3.6. Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozitlerin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları

1. İndirekt restorasyonlar (parsiyel inlay, onlay / tam veneer kronlar)
2. Anterior ve posterior sabit köprüler (basit kantilever, diş destekli sabit implant destekli)
3. Periodontal splint / travma sonrası splintler
4. Laminate veneerler
5. Teleskopik kronlar,
6. Anterior ve posterior ekstrakoronal köprüler
7. Anterior ve posterior intrakoronal köprüler
8. İmmediat geçici ya da uzun vadeli köprüler
9. Hareketli protezlerin güçlendirilmesi veya onarılması
10. Ortodontik retainerlar
11. Ortodontik apareylerin maksiller ve mandibular ark bölgelerinin güçlendirilmesi
12. İmplant destekli sabit ve hareketli köprüler
13. Overdenture protezlerin altyapısı
14. Endodontik tedavili dişlerin güçlendirilmesinde, post-kor uygulamaları (102, 143–145)

2.3.7. Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozitlerle Yapılan Protetik Tedaviler / Adeziv Köprüler

Anterior diş kayıpları hastalar için psikolojik ve sosyal olarak ciddi sorun oluşturlar. Diş çürüğünden ya da travmadan dolayı kaybedilen tek bir dişin yerine konması klinisyen için de zorlu bir durumdur. Bu tür klinik durumlarda implantlar, sabit metal seramik veya seramik protezler ve rezin bağlı sabit kısmi protezler gibi bazı restoratif seçenekler önerilmiştir. Tamamen seramik restorasyonların kullanımı hala büyük diş preparasyonları gerektirmektedir. Dişsiz bölgelerde sıklıkla alveolar bir defekt vardır ve komşu dişlerde görülen periodontal problemler, hem implantları hem de sabit kısmi protez restorasyonlarını zorlaştırmaktadır. Modern konservatif diş tedavisi, metal alaşımların kullanıldığı nispeten yıkıcı tedaviler yerine minimal invaziv seçenekleri tercih etmektedir. Adeziv köprüler destek dişe preparasyon yapılmadan veya minimal preparasyon yapılarak adeziv materyaller ile kimyasal olarak bağlanabilen köprü restorasyonlardır (89). FGK'den yapılan sabit diş protezleri, yüzey tutuculu FDP'ler, inley/onley tutuculu protez, tam kaplama kuronlardan destek alan protez ve hibrit protez olarak sınıflandırılır (143).

2.3.7.1. Adeziv Köprülerin Endikasyonları

1. Anterior bölgede dayanıklı, çürüksüz komşu dişleri olan tek diş eksikliklerinde
2. Acilen tek diş iadesi gereken durumlarda
3. Yeni çekim yapılmış bireylerde geçici amaçlı olarak.
4. İleriki dönemlerde kaydedilme olasılığı düşünülen dişler için geçici köprü olarak
5. Dişlerinde fazla preparasyon yapılmasını istemeyen bireylerde.
6. Pulpa odasının geniş olduğu ve diş gelişiminin tamamlanmadığı genç hastalarda.
7. Tek diş posterior diş eksikliğinde zaman problemi olan bireylerde.
8. Sosyo ekonomik olarak iyi durumda olmayan bireylerde (114).

2.3.7.2. Adeziv Köprülerin Kontrendikasyonları

1. Dişsiz boşluğun uzun olduğu durumlarda, klinik kron boyu 5'mmden kısa ve embraşürler sığ ise.
2. Destek dişlerde geniş çürüklerin ve restorasyonların varlığında.

3. Aşınmış dişlerin bulunduğu ve minenin yetersiz olduğu durumlarda.
4. Oral hijyenin yetersiz olduğu bireylerde.
5. Diastema varlığında, çok ince ve translusent anterior dişlerin varlığında.
6. Mine anomalilerinin bulunduğu durumlarda (amelogenezis imperfekta, florozis, hipoplazi).
7. Derin örtülü kapanışın bulunduğu vakalar ve parafonksiyonel hareketlerin varlığında.
8. Koopere edilemeyen hastalarda (144, 146).

Günümüzde mekanik özellikleri belirli ihtiyaçlara göre uyarlanabilen FGK'leri kullanarak, minimal invaziv tekniklerle rezin bağlı parsiyel sabit diş protezleri (FDP'ler) yapmak mümkündür (66, 147–149).

Restorasyonlar, bir diş teknisyeni tarafından üretilerek adeziv rezin simanlarla yerine yapıştırılabilmekte (150, 151), ya da diş hekimi tarafından hasta başında üretilabilmektedir (150, 152). Bu protetik restorasyonlarda, alt yapıyı oluşturmak için FGK ve dış yüzeyi kaplamak için hibrit veya mikrodolduruculu olmak üzere iki tip kompozit materyali kullanılmaktadır (153).

Doğrudan ve dolaylı FGK FPD'leri diş çekildikten hemen sonra da yapılabilir. İmmediat FGK FPD'lerin imalatında, marjinal kemiğin seviyesi ve pontiğin altındaki alveolar mukozanın geri çekilmesi kontrol edilebilmekte, bir akrilik diş veya doğal diş (periodontal olarak tutulan bir kesici dişin çekilmesi durumunda) pontik olarak kullanılabilir (43).

Poliamid matriste (naylon) kısa rastgele fiber yönelimli FGK'lerden yapılan FGK bloklarının bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli imalat (CAD / CAM) işlemleri de FGK alt yapı imalatı için mevcuttur (81). Mevcut klinik sonuçlara göre, FGK-FPD'lerin 5-10 yıllık bir ömre sahip olması beklenmektedir (154, 155).

2.3.8. Restoratif ve Endodontik Uygulamalar

Polimerizasyon derinliği 4 mm'ye kadar ulaşan kısa fiber destekli bulk-fill kompozitler (Ever-x posterior) ilk kez 2013 yılında, özellikle azı dişlerinde yüksek gerilimli alanlarda kullanılması amacıyla, tanıtılmaya başlanmıştır (66, 81, 156). Geleneksel partikül dolduruculu kompozit rezinlere (PFC) kıyasla kısa E-glass fiber ile

güçlendirilmiş dental kompozit rezinlerin yük taşıma kapasitesi, eğilme mukavemeti ve kırılma tokluğunda önemli gelişmeler olduğunu ortaya koymuştur.

Kanal tedavili dişlerin polietilen ve cam fiberlerle güçlendirilmiş rezin kompozitlerle, intrakoronal olarak restore edilmesi, onlara üstün bir direnç kazandırmıştır (63).Günümüzde posterior kompozit restorasyonları güçlendirmek için FGK'ler farklı şekillerde kullanılmaktadır. Bu iki katmanlı kompozit yapı, hem FGK hem de PFC içeren bir restorasyon türüdür (81). Birkaç çalışma, FGK altyapısının PFC yüzey katmanını desteklediğini ve posterior bölgede dişe iletilecek aşırı yükler sonucu olası bir çatlağı önlediğini göstermiştir (129, 156, 157). Bu restorasyonların başarısızlık türünü, FGK altyapısının kalınlığı, tipi ve kaplama kompozitinin kalınlığı belirlemektedir (158).

Kron ve kor yapılarını desteklemek amacıyla kök kanallarında FGK'nin kullanımı, 1980'lerin sonlarında fiber postların piyasaya sürülmesinden bu yana hızla artmıştır (159, 160). FGK postlar prefabrik olabilir ya da hasta başında imal edilebilmektedir. Hasta başında imal edilenler (individual), kökü güçlendirmek ve kompozit bir koru tutmak için önceden doyurulmamış polietilen dokuma fiber (Ribbond, Connect) veya cam fiber (Glass Span) kullanan özel tasarımlardır (161). Prefabrik postlar iki çeşit fiberden oluşur: bir epoksi matrisine gömülü karbon fiberler (C-Post, U-M CPost ve Aestheti-Post) ve bir rezin matrisine gömülü S tipi cam fiberler (FibreKor Post) (162). Siyah karbon fiber takviyeli kompozit postlar, olumsuz optik özellikleri nedeniyle yarı saydam tam seramik restorasyonlarla kombinasyon için çok uygun değildir ve olumsuz biyomekanik özelliklere sahiptir (163). Diş renginde fiber postların (cam ve kuvars fiber) ışığı iletme kabiliyetleri bakımından doğal dişlere uygun optik özellikleri, tam seramik malzemelerle birleştirildiklerinde estetik, yüksek kaliteli restorasyonlar elde edilmesini sağlamaktadır (63).

2.3.9. Travma Splinti ve Periodontal Splintler

Periodontal yıkımlara bağlı olarak mobilite gösteren dişlerde tedavi yöntemi, dişlerin bir splint yardımıyla birbirine bağlanarak sabitlenmesini içermektedir (164, 165).

Periodontal splintleme, fonksiyonel ve parafonksiyonel güçleri yeniden dağıtır ve bu, dişeti dokularının, periodontal liflerin ve alveolar kemiğin yeniden düzenlenmesi sürecine yardımcı olur (165, 166).

Splintler ayrıca darbe kuvvetlerine veya kazalara maruz kalmaya bağı travma vakalarında, ortodontik tedaviyi takiben retansiyonu sağlamak ve relapsı önlemek için sabit retainerlar olarak da kullanılmaktadırlar (167, 168).

Adeziv sistemlerle kombinasyon halinde kullanılan rezin kompozit ortodontik teller gibi periodontal splintler oluşturmak için çeşitli malzemeler ve teknikler kullanılmıştır. Önceden doyurulmuş fiberle güçlendirilmiş kompozitler (FGK), periodontal olarak hareketli dişlerin tedavisi için geleneksel tam kapsamlı splintli restorasyonlara popüler bir alternatiftir (169, 170).

Önceden doyurulmuş tek yönlü FGK'ler, metal splintlere alternatif olarak sunulmuştur. Basit bir tasarıma sahip ve ince yapılı FGK periodontal splintler mükemmel bağlanma ve dayanıklılık potansiyeline sahiptir (153). Konservatif splintleme amacıyla farklı FGK splintleri mevcuttur. Bu fiber takviyeli asplintlerin yeterli mekanik dayanımı ve tatmin edici estetiği vardır, oklüzyonu bozmaz ve uygun ağız hijyeninin korunmasına izin verir (84, 120). Bu FGK malzemelerinin spesifik mekanik ve fiziksel mukavemeti ve spesifik modülü, bunlardan belirgin şekilde üstün olabilir (157).

2.4. Renk

Renk; fizik, psikofizik, psikoloji ve hatta felsefeyi içeren bir konudur. Işığın doğası, renk görme teorileri, spektrofotometrik çalışmalar, renk boyutları, rengi algılamak ve doğru renk seçimi yapmak için anlaşılması gereken başlıca konulardır (171, 172).

Bir nesnenin görünür olması için, ışık kaynağından gelen ışığı yansıtması ya da geçirmesi gerekmektedir. Işık; 360-760 nm arasında dalga boyuna sahip olduğunda insan beyni tarafından algılanabilen elektromanyetik bir enerjidir. Objeler renklerin ışık dalgalarını absorbe ederler ve objenin rengini belirleyen dalgaları yansıtırlar. Gelen ışık genellikle polikromatiktir; yani genellikle "beyaz" ışık olarak bilinen çeşitli dalga boylarının bir karışımıdır. Dişin şekli ve rengi ancak görsel algının başladığı ve beyine gidecek olan sinyallerin olduğu göze ulaşabilen ışık dalgalarının dış tarafından yansıtılması, emilmesi veya geçirmesi ile belirlenebilir (173, 174).

Işık bir uyarıcı olarak cisme gelir, yansıyarak göze gider ve göz de bu uyarıyı beyindeki görme merkezine yollar. Özetle, rengi etkileyen 3 önemli faktör; Işık kaynağı, nesne ve gözlemcidir (171).

Diş renginin belirlenmesi için kullanılan bir sistem, ilk defa Amerikalı bir sanatçı ve sanat öğretmeni olan Albert Henry Munsell tarafından 1942 yılında tanımlanmıştır. Munsell, rengi üç ana parametrede incelenmiştir: Hue (h), Chroma (c) ve Value. Hue (ton), rengin adıdır. Chroma, rengin yoğunluğu ve Value rengin parlaklığı, açıklık-koyuluk oranıdır. Value birçok araştırmacı tarafından diş rengi belirlenmesindeki en önemli parametre olarak belirlenmiştir (175).

Value, bir rengin göreceli açıklığı veya koyuluğu veya bir nesnenin parlaklığı olarak tanımlanır. Munsell'in deyiimiyle value, "açık rengi koyu renkten ayırt etmemizi sağlayan niteliktir". Munsell renk sisteminin ekseni, 0'dan 10'a kadar değişen değer ölçeğine karşılık gelir; 0, siyahı temsil eder ve 10, beyaz rengi temsil eder. Doğal dişlerin değeri 4-8 arasındadır (176).

Hue, bir rengin, veya renk tonunun belirli çeşitliliği olarak tanımlanır. Munsell'in sözleriyle, "kırmızıdan sarı, yeşilden mavi veya mor olarak bir renk ailesini diğerinden ayırt etmemizi sağlayan niteliktir. Çoğu doğal diş, sarı ve sarı kırmızı arasında bir aralığa girer. Ton, yansıyan ışığın dalga boyuna karşılık gelir (176, 177).

Üçüncü boyut olan kroma, güçlü bir rengi zayıf bir renkten ayırt etmemizi sağlayan niteliktir; bir renk duyusunun beyaz veya griden ayrılmasında ayırt edici unsur o renk tonunun yoğunluğudur. Doygunluk ve renk, diş hekimliğinde birbirinin yerine kullanılan terimlerdir; her ikisi de belirli bir renk tonunun gücü anlamına gelir. Farklı yarıçaplara sahip disklerden oluşan bir Munsell renk sistemi, diş kenarda "saf " renkten başlayarak ve merkezi eksene doğru giderek daha az doymuş hale gelen kromayı temsil eder (**Şekil 3**). Doğal dişler için kroma 0 ile 7 arasındadır (176).

Diş renginin belirlenmiş ana parametreleri dışında yarı saydamlık (translüsensi), opaklık, ışık iletimi ve saçılması, metamerizm ve floresan gibi renk ve öğeleri de bir diş restorasyonunun estetiğini etkilemektedir (178). Renk sistemlerinin diş hekimliği alanında daha etkili olarak kullanılabilmesi için translüsentlik iyi anlaşılmalıdır. Translüsensi, restorasyonlarda kullanılan materyaller arasında çeşitlilik göstermektedir ki bu da estetik olarak klinik önem taşımaktadır (177, 179, 180).

Işık bir nesneye çarptığında, ışığın ve nesnenin dalga boyunun özelliklerine bağlı olarak bir dizi etkileşim meydana gelebilir. Nesne, yansıyan, soğurulan veya iletilen enerji yoluyla ışık spektrumunun dağılımının belirlenmesinden sorumludur. Opak nesneler ışığı tamamen bloke ederken, şeffaf nesneler ışığın tam geçişine izin verir. Translüsens nesneler

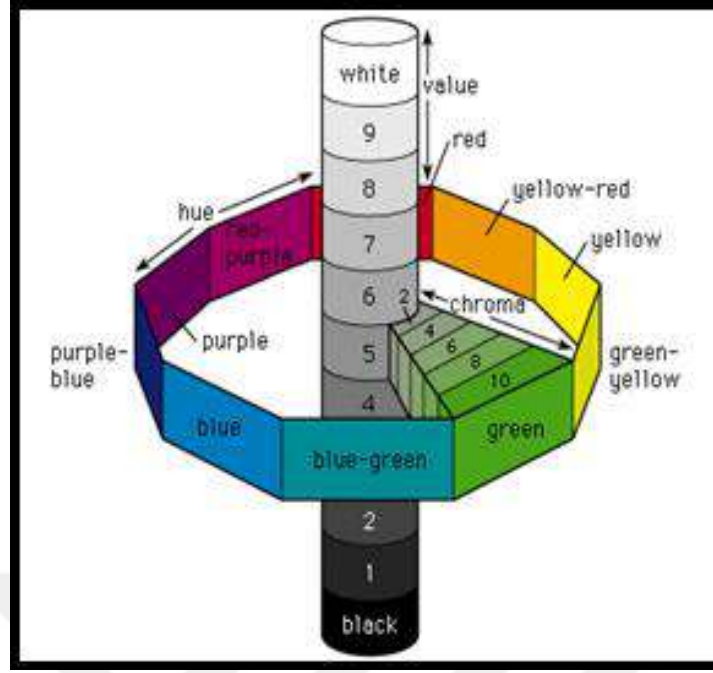
ise bu ikisinin arasındadır. Translusensi, kısmi opaklık veya tam opaklık ile tam şeffaflık arasındaki bir durum olarak tanımlanabilir. Materyallerin, altta yatan herhangi bir rengin, bir renklendirici tabakanın görünümünü etkilemesine izin verdiği veya engellediği nispi derece olarak tanımlanır (181).

Translusensite, ışığın kısmen içinden geçmesine izin verebilen bir maddenin karakteristiğidir (182). Translusensi parametresi (TP), bir materyalin beyaz ve siyah bir arka plan üzerindeki aynı kalınlıktaki renk farkı anlamına gelir. Bir kompozit rezin restorasyonunun diş rengi uyumluluğu için optimum translusensiye sahip olması ve bu görünümü zaman içinde koruması gerekmektedir. İçsel renk kararlılığı, restorasyonların uzun vadeli estetiğini etkilemektedir (183).

Floresanslık, bir materyal tarafından ışığın absorpsiyonu ve daha sonra uzun bir dalga boyunda yayılması olarak tarif edilebilir. Doğal dişler, özellikle dentin tabakasının organik madde içermesi nedeniyle floresans özellik gösterir. Bir restorasyon doğal dişten farklı bir floresansa sahip olduğunda renk uyumsuzluğu ortaya çıkar. Floresans özellikli restorasyonlar daha parlak ve canlı görünür (184, 185).

Opalesans özelliğe sahip bir obje üzerine gelen ışık ışınları, objede kendi dalga boyundan daha kısa dalga boyundaki ışınlarla karşılaştığında tüm doğrultularda yansıtılarak saçılması sonucu, yansıyan renkte mavimsi ve iletilen renkte ise turuncu/kahverengi görünmektedir. Diş minesi de opalesans özellik gösterir ve yansıyan ışıktaki mavimsi, iletilen ışıktaki ise turuncu görünür (174).

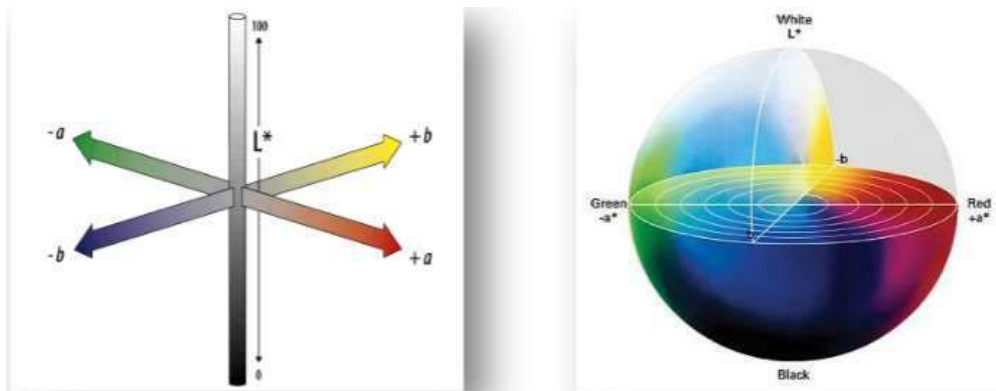
Belirli aydınlatma koşullarında aynı renk olarak görülen iki obje (metamer) farklı dalga boylarını yansıtır, emebilir. Bundan dolayı aydınlatma koşulları değiştiğinde aynı renk olarak görülen objelerin renk algısı farklı olur. Bu olaya metamerizm denir. Bunu önlemek için diş hekimi aydınlatma koşullarının kontrolünü sağlamalıdır. Bu konuda aletli renk ölçümleri görsel renk analizlerine göre daha güvenilir (186).



Şekil 3. Munsell renk sistemi

2.4.1.CIE Renk Sistemi

1976 yılında tanımlanan CIE (The Commission Internationale de l'Eclairage) L, a, b matematiksel sistemi üç boyutlu renk alanında üç adet eksen bulundurmaktadır: L(dikey eksen), a (yatay eksen) ve b (yatay eksen). L parametresi, Munsell sistemindeki value, rengin aydınlığını tanımlar. Bu parametre 0 (siyah) ile 100 (beyaz) arasında bir değere sahiptir. a parametresi rengin kırmızılığını (+a, $a > 0$, kırmızı-mor yönü) veya yeşilliğini (-a, $a < 0$, mavi-yeşil yönü); b parametresi ise rengin sarılığını (+b, $b > 0$, sarı yönü) veya maviliğini (-b, $b < 0$, mor-mavi yönü) ifade eder (187) (Şekil 4).



Şekil 4. CIE L, a, b renk sistemi

2.4.2.CIEDE 2000

2001 yılında, bu iki sistem arasındaki farkı ölçen CIE L, a, b formülünü iyileştirme girişiminde, CIE renk farklılıklarını hesaplamak için daha karmaşık bir formül olan CIEDE 2000'i (CIEDE₀₀) geliştirmiştir. Renk farklılıklarının hesaplanmasında CIE L, a, b ve güncel olarak CIEDE 2000 en sık kullanılan sistemlerdir. CIEDE 2000 klinik kullanım için daha uygun bulunmasına rağmen daha karmaşık bir formül ile hesaplanmaktadır (188).

CIEDE₀₀ renk formülü hesaplamaları aşağıdaki denkleme göre yapılmaktadır.

$$\Delta E_{00}^* = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{k_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)^2 + R_T \frac{\Delta C'}{k_C S_C} \frac{\Delta H'}{k_H S_H}}$$

$\Delta L'$, $\Delta C'$, $\Delta H'$, CIEDE 2000'deki bir çift numune için açıklık (lightness), doygunluk (chroma) ve renk tonu (hue) farklılıklarıdır ve R_T (rotasyon fonksiyonu) , mavi bölgedeki renk tonu farklılıkları arasındaki etkileşimi açıklayan bir fonksiyondur(189).

Toplam renk farkı ayarlaması S_L , S_C ve S_H ağırlık fonksiyonları ile yapılırken, k_L , k_C , k_H değerleri doku, arka fon gibi görüntüleme parametrelerinin deneysel koşullarda oluşturabileceği hataları düzeltmek için kullanılmaktadır (190).

Çalışmalar CIEDE₀₀ renk formülünün, dental materyallerdeki translüsensi ve renk değişiminin değerlendirilmesinde algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik noktasında CIE L,a,b formülünden farklı değerler sunduğunu ve daha iyi bir uyum sağladığını göstermiştir (190, 191).

Algılanabilirlik, bir diş ve bitişiğindeki renklenmiş restorasyon arasındaki renk farkının tespitini belirtirken; kabul edilebilirlik, bu restorasyon için kabul edilebilir olan renk farkını tanımlar (189, 192). ISO/TR 28642:2016 standartlarına göre renk değişimi için CIE L, a, b eşik değerleri Paravina ve ark. (193)'nın çalışmalarında tespit ettikleri şekilde algılanabilirlik için 1,2; kabul edilebilirlik için 2,7; CIEDE₀₀ eşik değerleri, algılanabilirlik için 0.8; kabul edilebilirlik için 1.8 olarak kabul edilmektedir.

2.4.3.Renk Analiz Yöntemleri

Renklerin analiz edilmesi için çoğunlukla iki yöntem kullanılır: bunlar görsel renk analizi ve dijital renk analizidir (180).

Görsel renk analizi, bir nesnenin renginin skalalar kullanılarak standardize edilmiş renkler ile karşılaştırılmasıdır. Bu yöntemin; skalalardaki mevcut renklerin yetersiz olması, günün farklı saatlerinde seçilen renklerde tutarsızlıklar olabilmesi ve elde edilen sonuçların CIE renk sisteminde gösterilememesi gibi dezavantajları vardır. Dolayısıyla hastayı ve/veya hekimi memnun edecek bir renk seçilmesi son derece zordur (194, 195).

Digital renk analizinde, renk bilgilerini kaydetmek ve dış yüzeyinin ayrıntılı bir görüntüsünü ve kullanılabilir renk eşlemesini sağlamak için spektrofotometreler, kolorimetreler, dijital kameralar ve tarayıcılar kullanılabilmektedir (65). Cihaz kullanılarak yapılan renk ölçümlerinin; birey, çevre ve aydınlatma koşullarından etkilenmemesi ve elde edilen sonuçların tekrarlanabilir ve matematiksel olarak hesaplanabilir olması gibi avantajları mevcuttur (196, 197).

Spektrofotometreler ve kolorimetreler, çok çeşitli materyaller için endüstriyel ve laboratuvar ortamlarında kullanılmıştır (196).

2.4.3.1. Spektrofotometre

Spektrofotometreler, görünür spektrum boyunca 1-25 nm aralıklarla bir nesneden yansıyan ışık enerjisi miktarını ölçer ve ölçülen spektral yansımayı renk koordinatlarına (CIEXYZ, CIELAB veya CIELCH) ve çeşitli dış rengi değerlerine dönüştürebilir. Bu, tek bir renk tonu olabilir veya bir dış yüzeyindeki ince ton farklılıklarının bir haritası şeklinde olabilmektedir (198, 199).

Klinik uygulamalar için farklı tasarımlara, yazılımlara ve veri çıktılarına sahip çeşitli ticari spektrofotometreler mevcuttur. Bildirilen bir dizi çalışma, çeşitli cihazların in vitro ve in vivo olarak tekrarlanabilirliğini ve doğruluğunu karşılaştırmaktadır. Örneğin, renk tonunu in vitro ölçmek için SpectroShade (MHT Optic Research AG, İsviçre) ve VITA Easyshade (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) spektrofotometrelerinin tekrarlanabilirliğinin sırasıyla %96.9 ve %96,4 ve doğruluklarının ise sırasıyla %80 ve %92,6 olduğu gösterilmiştir (198, 200, 201).

Bununla birlikte, çalışmalar, tekrarlanabilirlik derecesinin ortam aydınlatıcısından, arka plandan ve lenste oluşabilecek buğulanmadan etkilenebileceğini gösterdiğinden, bu cihazları kullanırken dikkatli olunmalıdır (202, 203).

2.4.3.2.Kolorimetre

Kolorimetreler, bir nesneden yansıyan ışığı görünür spektrumun kırmızı, yeşil ve mavi alanlarına filtreleyerek tristimulus değerlerini (CIE XYZ) ölçer ve bunları tipik olarak CIELAB değerlerine dönüştürür. Temel optik unsurları, bir ışık kaynağı ve CIE renk eşleştirme işlevlerine veya bunların doğrusal bir kombinasyonuna yakın bir eşleşmeye sahip olması amaçlanan üç filtreden oluşan bir dedektör içerir. Genel olarak, kolorimetrelerin güvenilir olduğu, yeterli derecede tekrarlanabilirliğe sahip olduğu ve renk farkı ölçümleri için doğru sonuçlar verdiği gösterilmiştir (196, 199, 202–204).

Kolorimetrelerin dezavantajları arasında şunlar sayılabilir: kolorimetreler düz yüzeyleri ölçmek için tasarlanmıştır, dişler genellikle düz değildir ve yüzey anomalilerine sahip olabilir; kenar kaybı (edge-loss) etkisine eğilimlidir, bu da yanlış renk değerlerinin elde edilmesine sebep olabilir (196, 205).

Minolta CR 321 (Konica Minolta, Tokyo, Japan), ShadeStar (Dentsply-Germany), Minolta Chroma Meter CR-200b (Konica Minolta Corporation, Ramsey, NJ), Minolta CR-400 (Konica Minolta, Osaka, Japan), ShadeEye (Shofu, Japan) diş hekimliği çalışmalarında kullanılan kolorimetrelere örnektir (206–210).

2.4.3.3.Dijital Kameralar

Kolorimetrelere ve spektrofotometrelere alternatif olarak sunulan dijital görüntüleme, temassız renk ölçüm yöntemi olarak bilinmektedir. Dijital kameralar, ekrandan görülen alanı, ışığa duyarlı bir malzemeye kaydeder ve her piksel için kırmızı, yeşil ve mavi (RGB) değerleriyle temsil edilen görüntüleri ortaya çıkarır (211). Diş hekimliğinde renk eşleştirme ve iletişim için dijital görüntüleme kullanımına artan bir ilgi vardır (212). Bu yaklaşımın avantajları arasında temassız ölçüm; tüm diş yüzeyini değerlendirme yeteneği; translusensi ve yüzey eğriliğinden kaynaklanan sistematik hata payının düşük olması (213), daha sonraki bir tarihte analiz edilip yeniden araştırılabilen kalıcı bir görüntü veri tabanı sağlaması; hızlı ve basit olması, eğitim ya da bir klinisyen gerektirmemesi sayılabilir (214).

Renk ölçümü için tipik bir dental görüntüleme sistemi, bir dijital kamera ve bir ışık kaynağından oluşur. SLR (Single Lens Reflex) kameralar uygun kalibrasyon protokolleriyle birleştirildiğinde diş rengi ölçümünde ve daha üst düzeyde görüntü sağlayan CCD (charged-coupled device) sensörlü kameralar in-vitro ve in-vivo

Çalışmalarda kullanılmaktadır (212, 215). Ayrıca renk eşleştirme amacıyla diş rengi bilgilerinin doğru renk sekme değelerine çevrilmesine olanak sağlayan regresyon modelleri ve renk seçim programları geliştirilmiştir (216, 217).

Dijital görüntülemenin dezavantajları literatürde nadiren bildirilmektedir. Metamerizm fenomeni nedeniyle farklı aydınlatma koşulları altında farklı diş renkleri aynı görüldüğünde metamerizm potansiyel bir sorun olabilir. Bu nedenle, dijital görüntüleme için aydınlatma ve görüntüleme koşulları kritik öneme sahiptir (211).

2.5.Yaşlandırma

Ağız ortamındaki bileşenler, dental restoratif materyallerin bozulmasına neden olarak erken dönemde başarısızlıklara yol açabilmektedir. Dental restorasyonların uzun ömürlü olabilmeleri için, ağızda bulundukları süre boyunca restorasyonda kullanılan materyalin özelliklerinin bozulmaması kritik önem taşımaktadır. Kompozit restorasyonlara olan talebin artması sonucunda, kompozit rezinlerin ömrünü ve dayanıklılığını artırmak amacıyla, ağız ortamındaki koşullarda bu materyallerin özelliklerinin nasıl değiştiğinin anlaşılması için daha kapsamlı analizler yapılmaktadır (218).

Tükürük nedeniyle ağız ortamının nemli bir yapıya sahip olması, kompozit rezinlerin dayanıklılığını önemli ölçüde etkilemektedir (219). Ayrıca, klinik olarak restorasyonlar, nefes alıp verme, yeme ve içme sırasında rutin olarak dinamik sıcaklık dalgalanmalarına maruz kalmaktadır (219, 220). İn vitro deneylerde restorasyonların yaşlandırılması işlemi, ağız koşullarını laboratuvar ortamına yansıtmayı ve intraoral koşulların materyallerde oluşturduğu değişiklikleri taklit etmeyi amaçlar. Yaşlandırma; mekanik, termal, kimyasal yöntemlerle veya bu yöntemlerin bir kombinasyonu olarak uygulanabilir (221). Restoratif materyallerdeki bozulmanın şiddetini etkileyen ana faktörler ise; maruz bırakılan sıcaklık ve yaşlandırma süresidir (218, 222). Yapılan çalışmalarda, dental materyallerin davranışlarını değerlendirmek için ağız ortamını taklit eden çeşitli yaşlandırma yöntemlerinden yararlanılmaktadır (218). Bunlar; suda bekletme ile yaşlandırma (water ageing), suda kaynatma ile yaşlandırma, pH döngüsü ile yaşlandırma (pH cycling), mekanik oklüzal yükleme ile yaşlandırma, hızlandırılmış yapay yaşlandırma olarak sıralanabilir (223).

2.5.1. Hızlandırılmış Yapay Yaşlandırma

Hızlandırılmış yaşlanma prosedürleri, ultraviyole ışığa maruz kalma, sıcaklık ve nem değişikliklerini içeren hızlandırılmış bir iklimlendirme süreci aracılığıyla çevresel koşullara uzun süreli maruz kalmanın etkilerini simüle eder. Başlangıçta otomobil boyaları gibi ticari ürünlerin, dış ortam koşullarına tepkisini değerlendirmek için kullanılmıştır. Bununla birlikte, 1978'den beri dental kompozitlerin renk stabilitesini test etmek için de kullanılmaktadır (224).

Yapay yaşlandırma cihazları ısı, ışık ve nem döngüsünde test edilecek örneklerle sürekli olarak uygulanır. Bu cihazlarda; xenon ark lambaları, karbon ark lambaları ve floresan ultraviyole (UV) lambalar kullanılır. Aynı şekilde nem ve ısı uygulaması, materyalin maruz kaldığı ışık radyasyonu nedeniyle oluşan kimyasal reaksiyonlara olan etkilerinden dolayı yaşlandırma sürecinde oldukça önemlidir (225).

Işının dalga boyu ve yoğunluğu sebebiyle güneş ışınlarına maruz kalan nesnelerde yapısal ve kimyasal değişimler meydana gelmektedir. Özellikle ışıkla sertleşen rezin simanlar ve kompozit rezin materyaller içerisinde ışığa duyarlı alifatik ve aromatik tersiyer amin grupları mevcuttur. Resin simanların ve kompozit resinlerin UV ışınlarına maruz bırakılmasıyla amin gruplarının oksidasyonu sonucu renklendikleri bildirilmiştir (226). Materyallerin renkleri, uygulanan ışınların emilim derecesini etkilediğinden renklenme derecelerini de etkiler. Açık renkli maddeler güneş ışınlarının %20 sini emerken, daha koyu renkli maddeler %80'ini emerler (227).

Klinik uygulamalarda, dişsiz boşluğun adeziv köprülerle idamesinde ya da palatal/lingual desteğin olmadığı aşırı madde kayıplı dişlerin kompozit restorasyonlarında, ağız içinin karanlığı restorasyonun rengini kuvvetli bir şekilde etkilemektedir. Bu restorasyonlarda yüksek mukavemet ve estetik özellikleri sebebi ile kuron desteği sağlamak için fiberlerin kullanımı sıklıkla tercih edilen bir uygulamadır. Fiber destekli kompozit restorasyonlarda rengi etkileyen unsurlar fiberin ve kaplama kompozitinin optik özellikleridir. Bu tez çalışmasının amacı, farklı yapıdaki fiberlerin ve onları çevreleyen kompozit kalınlığının renge etkisini değerlendirmek ve hızlandırılmış yaşlandırmanın sebep olduğu renk değişimlerini karşılaştırmalı olarak incelemektir.

3. MATERYAL METOD

Çalışmada 120 örnek, üç farklı FGK materyali ile desteklenen 3 farklı kalınlıkta (2, 3 ve 4 mm) kompozit diskler ($r=10$ mm) şeklinde nanohibrit kompozit(Estelite Sigma Quick, Tokuyama, Tokyo, Japan) ile hazırlanmıştır. Fiber içeren gruplar; polietilen (Ribbond THM), cam (EverStick C&B) ve kuvars (Quartz Splint UD) iken kontrol grubu fibersiz olarak hazırlanmıştır ($n=10$). FGK gruplarda fiberler 6 mm uzunlukta kesilip kompozit numunelerin tam ortasına yerleştirilmiştir. Yaşlandırma öncesi ve sonrası renk parametreleri ile TP_{00} ve ΔE_{00} değerleri hesaplanarak, translusensi ve renk değişim değerleri kaydedilmiştir (Tablo 4).



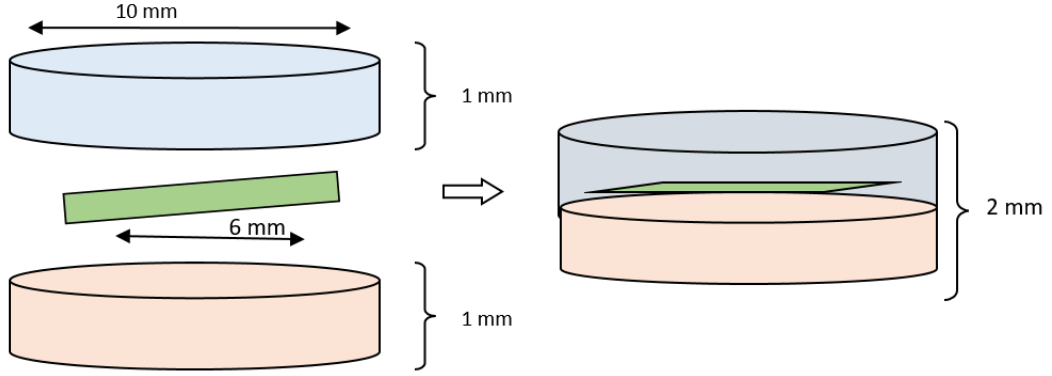
Resim 1. Çalışmamızda kullanılan üç farklı tipteki fiber markası

Tablo 4. Çalışmamızda kullanılan üç çeşit fiberin yapısı ve içeriği

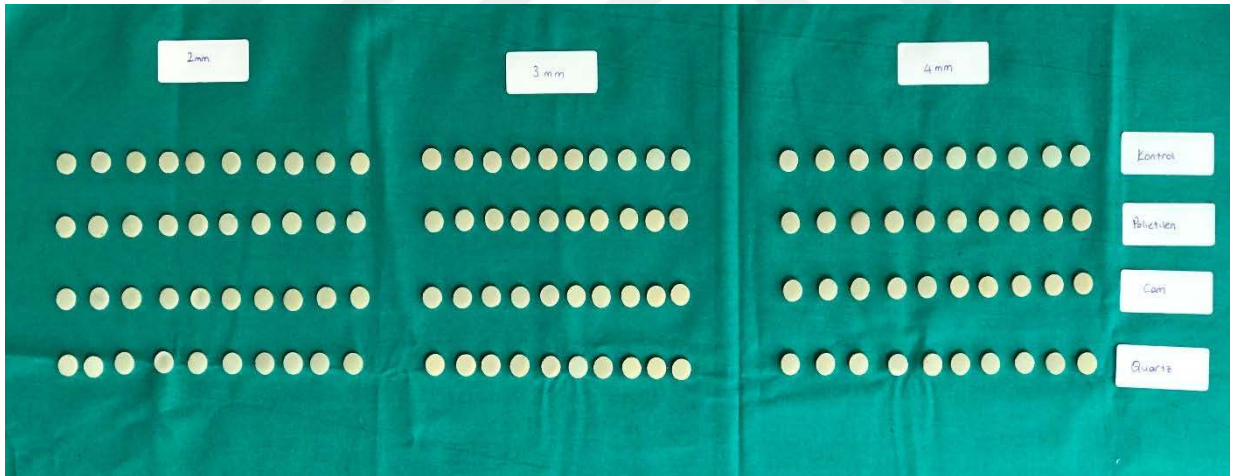
	Ribbond THM	everStick C&B	Quartz Splint UD
Üreticisi	Ribbond Inc Seattle, WA,USA	Stick Tech-GC , Turku, Finlandiya	RTD; St Egreve, Fransa
Türü	Polietilen Fiber	E-Cam Fiber	Kuvars Fiber
Liflerin Dizilimi	Kumaş Şeklinde Örgü	Tek Yönlü Demet	Tek Yönlü Demet
Bileşimi	Silanize, plazma ile muamele edilmiş leno-dokuma, ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen lifler	Silanize tek yönlü E-cam lifler, PMMA ve Bis-GMA	Tek yönlü kuvars lifleri, ışıkla sertleşen dimetakrilat (Bis-GMA TEG-DMA) rezin matrisi, başlatıcı, silika
Lot Numaraları	16D20190315	1905091	379331802

3.1. Örneklerin Hazırlanması

2 mm, 3 mm ve 4 mm kalınlığındaki kompozit disk şeklindeki 120 örnek dört gruba ayrılmıştır (fibersiz kontrol grubu, polietilen FGK grubu, cam FGK grubu, kuvars FGK grubu) (Resim 2,3). Örneklerin hazırlanması Şekil 5’de şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 5. Örneklerin hazırlanması



Resim 2. Kompozit örnekler



Resim 3. Pleksi kalıp

Her kalıp yüksekliğinin orta noktası işaretlenerek, işaretlenen noktaya kadar kompozit yerleştirilmiştir. Fiberler üreticiden temin edilen özel makas kullanılarak 6 mm uzunluğunda kesilip kompozit numunelerin tam ortasına gelecek şekilde konumlandırılmıştır.

Ribbond, rezin ile önceden doyurulmadığından, kullanılmadan önce bir adeziv (Clearfil SE Bond, Kuraray, Kurashiki, Japon) ile doyurulmuştur. Kompozit ve adeziv malzemeler **Resim 4**'de, malzemelerle ilgili bilgiler **Tablo 5**'de gösterilmiştir.



Resim 4. Kompozit ve adeziv materyaller

Tablo 5. Kompozit ve adezive ait özellikler

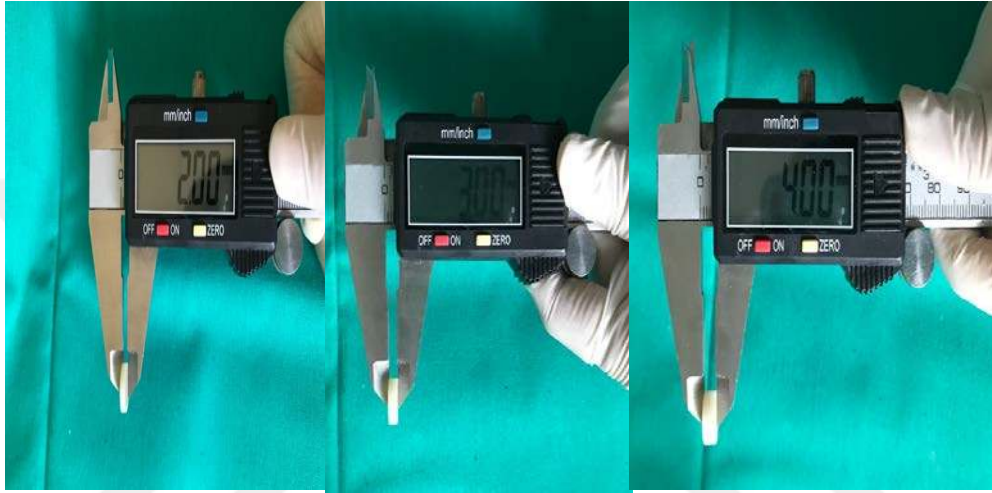
Materyal	Üreticisi	Bileşimi	Lot
Estelite Sigma Quick Nanohibrit Kompozit	Tokuyama Dental Tokyo, Japonya	Bisfenol A di(2-hidroksi propoksi) dimetakrilat Bis-MPEPP - %10-30 kamforkinon < %1, dibütil hidroksi toluen < %1, Mequinol < %1, trietilen glikol dimetakrilat %5-10, Doldurucu yüzdesi: ağırlıkça %78 (hacimce %69) Ortalama parçacık boyutu: 0,2 µm	E7732
Clearfil SE Bond	Kuraray Dental, Tokyo Japonya	Primer: MDP, HEMA, hidrofilik dimetakrilat, kamfurkinon, su Adeziv: MDP, Bis-GMA, HEMA, hidrofilik dimetakrilat DL-kamfurkinon, N,N-dietanol p-toludin, silanize koloidal silika	580559

İlk tabaka ve fiberler bir Led ışık kaynağıyla (Elipar, 3M ESPE, Almanya) (**Resim 5**) 20 sn polimerize edilip ikinci tabaka kompozit yerleştirilerek nihai kalınlıklar elde edilmiştir. İkinci tabakanın polimerizasyonu sırasında, ışık cihazı, numune yüzeyine yerleştirilen cam lamel ile temas halinde tutulup, ışık cihazının yoğunluğu 800 mW / cm² olarak ayarlanmıştır.



Resim 5. Led ışık cihazı

Numunelerin boyutları bir kumpas ile kontrol edilip (**Resim 6**), silikon parlatma diskleri (Clearfil Twist Dia, Kuraray) (**Resim 7**) kullanılarak polisajları yapılmıştır. Önce koyu renkteki parlatma diskleri (pre-polishing) daha sonra açık renkli diskler (post-polishing) 5 örnekte bir değiştirilerek her örneğe 10 sn polisaj işlemi uygulanmıştır. Örnekler 15 dk ultrasonik temizleyicide bekletildikten sonra distile su ile nemlendirilmiş gazlı bezle kapatılıp 37°C 'de karanlık kutularda saklanmıştır.



Resim 6. Örnek kalınlıklarının kumpas ile kontrol edilmesi

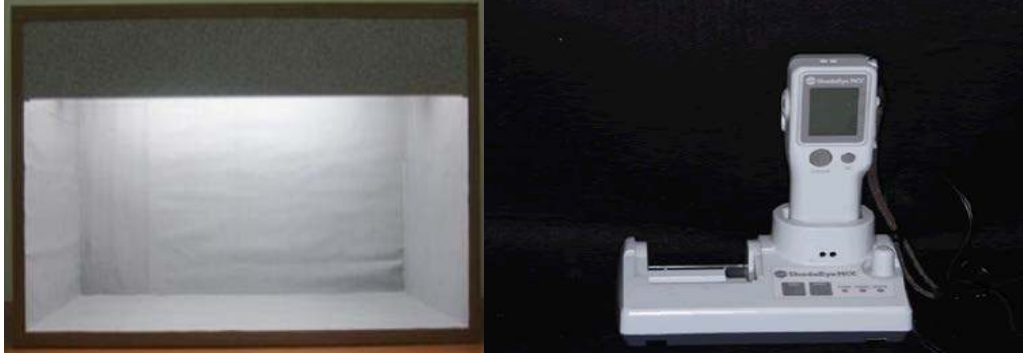


Resim 7. Polisaj diskleri

3.2. İlk Renk Ölçümlerinin Yapılması

Örneklerin rengi, CIEDE₀₀ renk notasyon sistemi (L (açıklık), a (yeşil-kırmızı koordinat), b (mavi-sarı koordinat)) standart aydınlatıcı D65 kullanılarak CIEDE₀₀ renk ölçeğine göre kaydedilmiştir (187).

Tüm grupların ilk renk ölçümleri 24 saat sonra standardize edilmiş bir kutuda (**Resim 8**) bir kolorimetre cihazı (ShadeEye Ex, Shofu, Japan) (**Resim 9**) kullanılarak yapılmıştır.



Resim 8. Standardize edilmiş kutu **Resim 9.** Kolorimetre cihazı

Çalışmamızda kullanılan kolorimetre cihazının okuma alanı 3 mm'dir. Kolorimetrelerdeki ışığın dağılma ve yansıma sorunlarına ilişkin problemleri elimine etmek amacı ile ShadeEye sisteminde rengi ölçülecek olan materyalin cinsinin seçilebileceği seçenekler olmalıdır. Ölçüm yapılacak materyale göre kalibrasyon yapıp, cihaz ona göre programlandığında, matematiksel algoritmalar o cisme göre ölçüm yapmaktadır.

Numunelerin yaşlandırmadan önceki CIEDE parametreleri (L_1 , a_1 , b_1) gri, siyah ve beyaz zemin üzerinde, aynı gözlemci tarafından kaydedilmiştir. Yaptığımız tüm ölçümler öncesinde kolorimetre cihazının kalibrasyonu sağlanarak örneklerin orta noktalarından yapılan 3 ölçüm sonucunun ortalaması kaydedildikten sonra aşağıdaki formül ile TP_{100} (yaşlandırmadan önceki TP_{00} değeri) değerleri hesaplanmıştır (191).

$$TP_{00} = \sqrt{\left(\frac{L'_b - L'_w}{k_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{C'_b - C'_w}{k_c S_c}\right)^2 + \left(\frac{H'_b - H'_w}{k_H S_H}\right)^2} + RT \left(\frac{C'_b - C'_w}{k_c S_c}\right) \left(\frac{H'_b - H'_w}{k_H S_H}\right)$$

"w" simgesi beyaz zemin üzerindeki, "b" sembolü ise siyah zemin üzerindeki CIELAB değerlerini ifade etmektedir.

3.3.UV Işık ile Hızlandırılmış Yaşlandırma İşlemi

UV hızlandırılmış yaşlandırma işlemi öncesinde örneklerin en, boy ve kalınlıklarına uygun yuvaları olan metal kalıplar hazırlanmıştır (**Resim 13**).



Resim 10. Örnekleri UV cihazına yerleştirmek için hazırlanan metal levhalar

Tüm örnekler bu kalıplara, daha önce yapılan numaralandırmaya uygun olacak şekilde dizilip üzerlerine daha küçük çapta delikleri olan başka bir metal levha yerleştirilmiştir. Bu iki levha, vida ile birbirine sabitlenerek, örneklerin hareket etmesi engellendikten sonra örnek yüzeyleri açıkta kalacak şekilde yaşlandırma cihazına (Prowhite Ultraviolet Accelerated Weatherometer) (**Resim 11**) yerleştirilmiştir.



Resim 11. UV Hızlandırılmış Yapay Yaşlandırma Cihazı

Örneklerin hepsine, yaşlandırma cihazında ultraviyole ışık ve su püskürtme uygulanması ile 300 saat hızlandırılmış yaşlandırma işlemi yapılmıştır (228). Yaşlandırma prosedürü 40 dk ışık, 20 dk ışık ve su, 60 dk ışık, 60 dk karanlık ve su olacak şekilde belirlenmiştir (**Resim 12**).

Adım	1	Adım	2
Lamba	UVA 340	Lamba	UVA 340
Fonksiyon	UV Lamp	Fonksiyon	Spray
Işıma	0.48 W/m ²	Işıma	0.48 W/m ²
Sıcaklık	38°C	Sıcaklık	38°C
Zaman	00:40	Zaman	00:20
Döngü Sayısı	30	Döngü Sayısı	30
Kaydet	<< >>	Kaydet	<< >>

Adım	3	Adım	4
Lamba	UVA 340	Lamba	UVA 340
Fonksiyon	UV Lamp	Fonksiyon	Spray
Işıma	0.48 W/m ²	Işıma	W/m ²
Sıcaklık	38°C	Sıcaklık	38°C
Zaman	01:00	Zaman	01:00
Döngü Sayısı	30	Döngü Sayısı	30
Kaydet	<< >>	Kaydet	<< >>

Resim 12. 3 saatlik 1 döngüye ait fonksiyon ve ışıma bilgileri

3.4.İkinci Renk Ölçümlerinin Yapılması

Hızlandırılmış yaşlandırma sonrasındaki renk değişimi gri zemin üzerindeki L_2 , a_2 , b_2 ölçümlerden elde edilen ΔL , ΔC , ΔH değerleri ile ΔE_{00} formülü kullanılarak hesaplanmıştır (229).

$$\Delta L: L_2 - L_1$$

$$\Delta C: C_2 - C_1$$

$$\Delta H: H_2 - H_1$$

$$\Delta E_{00} = \left[\left(\frac{\Delta L'}{K_L S_L} \right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right) \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right) \right]^{\frac{1}{2}}$$

Siyah-beyaz zemin üzerindeki L_2 , a_2 , b_2 parametreleri kaydedilerek TP_2 değerleri hesaplanmıştır.

4. BULGULAR

Polietilen, cam ve kuvars yapıdaki fiberlerle desteklenen ve fiber içermeyen 2 mm, 3 mm ve 4 mm kalınlığındaki kompozit örneklerin renk değerlerini karşılaştırmak için yaşlandırma öncesi L_1 , a_1 , b_1 , C_1 , h_1 , TP_1 değerleri, yaşlandırma sonrası L_2 , a_2 , b_2 , C_2 , h_2 , TP_2 değerleri ve yaşlandırma işleminin sebep olduğu renk değişiminin karşılaştırılması için ΔL , Δa , Δb , ΔC , Δh , ΔTP ve ΔE parametresi kullanılmıştır.

İstatistiksel analizlerde SPSS for Windows 17.0 programı kullanılarak verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile değerlendirilmiştir. Verilerin karşılaştırılması sırasında iki yönlü ANOVA testi post hoc Bonferroni düzeltmesi ve ayrıca tek yönlü ANOVA testi ve Tukey's post hoc testleri kullanıldı. Zamana bağlı değişiklikler içinse eşleştirilmiş örneklem T testi kullanılarak $p < .05$ düzeyi istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4.1. Kalınlığı 2 mm Olan Grupların Renk Değişimi ve TP Değerleri ile İlgili Bulgular

4.1.1. Fiber İlavesinin Yaşlandırma Öncesi Renk Değerlerine Etkisi ve İkili Karşılaştırmalar

Tablo 6. 2 mm kalınlıktaki L_1 , a_1 , b_1 , C_1 , h_1 değerlerinin fiber bakımından ikili karşılaştırmaları

	L_1	a_1	b_1	C_1	h_1
Kontrol	$69,44 \pm 0,288^a$	$0,17 \pm 0,095^a$	$7,278 \pm 0,333^a$	$7,275 \pm 0,329^a$	$88,18 \pm 1,191^a$
Polietilen	$68,5 \pm 0,245^b$	$-0,02 \pm 0,042^b$	$7,52 \pm 0,092^a$	$7,22 \pm 0,092^a$	$89,826 \pm 0,367^b$
Cam	$66,54 \pm 0,642^c$	$-0,19 \pm 0,088^c$	$6,57 \pm 0,618^b$	$6,576 \pm 0,621^b$	$92,242 \pm 1,021^c$
Kuvars	$72,98 \pm 0,769^d$	$-0,2 \pm 0,067^c$	$6,6 \pm 0,519^b$	$6,606 \pm 0,519^b$	$92,371 \pm 0,833^c$
Tek Yönlü Anova Sig.	.000*	.000*	.000*	.000*	.000*

Farklı küçük harfler aynı koşullar altında gruplar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir (* $p < .001$).

UV yaşlandırma işlemi uygulanmadan önce, en yüksek L_1 değeri kuvars grubunda, en düşük L_1 değeri cam grubunda elde edilmiştir. Fiber ilave edilen bütün gruplar ile kontrol grubu arasında L_1 değerlerinde anlamlı farklılık gözlenmiştir. Polietilen ve cam

grubunun L_1 değerleri kontrol grubuna göre anlamlı derecede düşük iken kuvars grubu anlamlı derecede daha yüksek L_1 değerleri göstermiştir.

Kontrol ve polietilen grubunda a_1 parametresinde artı (+) yönde değerler elde edilirken, cam ve kuvars grubunda bu değerler eksi (-) yöndedir. Fiber ilave edilen bütün gruplar ile kontrol grubu arasında a_1 değerlerinde anlamlı farklılık gözlenmiştir.

Kontrol ve polietilen grubunda b_1 değerleri cam ve kuvars grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

C_1 değerleri b_1 değerlerine benzer şekilde kontrol ve polietilen grubunda cam ve kuvars grubuna göre daha yüksek ve anlamlı bulunmuştur.

Fiber ilave edilen grupların h_1 değerleri kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

4.1.2. Fiber İlavesinin Yaşlandırma Sonrası Renk Değerlerine Etkisi ve İkili Karşılaştırmalar

Tablo 7. L_2 , a_2 , b_2 , C_2 , h_2 değerlerinin materyal bakımından ikili karşılaştırmaları (2 mm)

	L_2	a_2	b_2	C_2	h_2
Kontrol	$69,08 \pm 0,397^a$	$0,18 \pm 0,114^a$	$7,97 \pm 0,408^{ac}$	$7,975 \pm 0,408^{ac}$	$88,235 \pm 1,131^a$
Polietilen	$67,31 \pm 0,303^b$	$-0,167 \pm 0,15^{bc}$	$8,707 \pm 0,907^a$	$8,713 \pm 0,9^a$	$91,573 \pm 1,715^b$
Cam	$65,643 \pm 0,833^c$	$-0,33 \pm 0,134^b$	$7,053 \pm 0,444^b$	$6,839 \pm 0,576^b$	$93,725 \pm 1,264^c$
Kuvars	$71,227 \pm 1,74^d$	$-0,03 \pm 0,354^{ac}$	$7,457 \pm 0,687^{bc}$	$7,47 \pm 0,704^{bc}$	$91,519 \pm 1,36^b$
Tek Yönlü Anova P Değerleri	.000*	.000*	.000*	.000*	.000*

Farklı küçük harfler aynı koşullar altında gruplar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir (* $p < .001$).

UV yaşlandırma işlemi uygulandıktan sonra, en yüksek L_2 değeri kuvars grubunda, en düşük L_2 değeri cam grubunda elde edilmiştir. Fiber ilave edilen bütün gruplar ile kontrol grubu arasında L_2 değerlerinde anlamlı farklılık gözlenmiştir. Polietilen ve cam grubunun L_2 değerleri kontrol grubuna göre anlamlı derecede düşük iken, kuvars grubu daha yüksek L_2 değerleri göstermiştir.

Yaşlandırma işleminden sonra a_2 parametresi yalnızca kontrol grubunda artı (+) yönde değerler göstermiştir. Fiber ilave edilen bütün gruplar ile kontrol grubu arasında a_1 değerlerinde anlamlı farklılık gözlenmiştir.

Tüm gruplar arasında en yüksek b_2 değerleri polietilen grubunda görülmüştür. Bu fark kontrol grubu ile polietilen grubu arasında anlamsızken polietilen ile cam ve kuvars grubu arasında anlamlıdır.

b_2 değerlerine benzer şekilde en yüksek C_2 değeri polietilen grubunda, en düşük C_2 değeri cam grubunda elde edilmiştir. Kontrol grubu ile cam grubu arasındaki farkın anlamlı olduğu gözlenmiştir.

Fiber ilave edilen grupların h_2 değerleri kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

4.1.3. Yaşlandırma İşleminin Renk Değerlerine Etkisi ile Yaşlandırma Öncesi ve Sonrası İkili Karşılaştırmalar

Tablo 8. ΔL , Δa , Δb , ΔC , Δh ve ΔE değerlerinin materyal bakımından ikili karşılaştırmaları (2 mm)

	ΔL	Δa	Δb	ΔC	Δh	ΔE
Kontrol	$-0,36 \pm 0,48^a$	$0,01 \pm 0,12^{ac}$	$0,69 \pm 0,53^a$	$0,70 \pm 0,53^a$	$0,05 \pm 1,48^{ac}$	$0,73 \pm 0,34^a$
Polietilen	$-1,18 \pm 0,41^{bc}$	$-0,18 \pm 0,15^b$	$1,18 \pm 0,88^a$	$1,09 \pm 0,70^a$	$1,64 \pm 1,42^b$	$2,24 \pm 0,48^b$
Cam	$-0,99 \pm 0,36^{ab}$	$-0,14 \pm 0,16^{ab}$	$0,48 \pm 0,42^a$	$0,26 \pm 0,89^a$	$1,48 \pm 1,70^{ab}$	$1,25 \pm 0,44^c$
Kuvars	$-1,75 \pm 1,68^c$	$0,16 \pm 0,39^c$	$0,85 \pm 0,71^a$	$0,86 \pm 0,72^a$	$0,85 \pm 1,58^c$	$1,23 \pm 0,64^c$
Tek Yönlü Anova P Değerleri	.017*	.008*	.134	.075	.003*	.000**
Farklı küçük harfler aynı koşullar altında gruplar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir (*p<.05; **p<.001).						

Yaşlandırma işleminin renk parametrelerine etkisinin T Testi sonucuna göre karşılaştırılması **Tablo 9'da** gösterilmiştir.

Tablo 9. L, a, b, C, h değerlerine yaşlandırmanın etkisi (2 mm)

	Kontrol	Polietilen	Cam	Kuvars
L1 - L2	0,045*	0,000**	0,000**	0,010*
a1 - a2	0,811	0,004*	0,028*	0,205
b1 - b2	0,003*	0,002*	0,006*	0,004*
C1 - C2	0,003*	0,002*	0,006*	0,005*
h1 - h2	0,910	0,010*	0,022*	0,123

*p< .05, **p<.001 anlamlı farkı ifade eder.

Polietilen ve kuvars grubu kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek ΔL değeri göstermiştir. Yaşlandırma işlemi tüm gruplarda L değerinin anlamlı derecede azalmasına sebep olmuştur.

Kontrol, polietilen ve cam grubunda Δa değeri pozitif değerler gösterirken, kuvars grubunda negatif değerler elde edilmiştir. Polietilen grubunun Δa değeri kontrol grubuna göre anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur.

Yaşlandırma işlemi tüm gruplarda b ve C değerlerinin anlamlı derecede artışına sebep olmuştur. En yüksek Δb ve ΔC değeri polietilen grubunda, en düşük Δb ve ΔC değeri ise fiber içermeyen kontrol grubunda elde edilmiştir. Kontrol grubu ile diğerler gruplar arasında Δb ve ΔC değerlerinde anlamlı farklılık gözlenmemiştir.

Cam ve polietilen grubunun h değerlerinde yaşlandırmanın sebep olduğu değişim anlamlı bulunurken, kontrol ve kuvars grubunda yaşlandırma işlemi anlamlı değişikliğe sebep olmamıştır.

En yüksek ΔE değeri polietilen grubunda, en düşük ΔE değeri ise kontrol grubunda elde edilmiştir. Fiber içeren tüm grupların ΔE değerlerinin, kontrol grubuna göre anlamlı olarak daha yüksek olduğu görülmüştür.

Yaşlandırmadan önceki ve sonraki ortalama TP değerlerinin ikili karşılaştırılması ve yaşlandırma işleminin translusensiye etkisi **Tablo 10**'da gösterilmiştir.

Tablo 10. TP₁, TP₂ ve ΔTP değerlerinin ikili materyal bakımından karşılaştırmaları ve yaşlandırmanın etkisi (2 mm)

	TP1	TP2	ΔTP	TP1-TP2 p değerleri (T testi)
Kontrol	6,77± 0,29 ^a	6,51±0,67 ^{ab}	-0,26±0,79 ^a	0,324
Polietilen	6,00± 0,23 ^{ac}	5,92 ± 0,49 ^{ac}	-0,07 ± 0,58 ^a	0,686
Cam	7,64 ± 0,98 ^b	6,84±0,74 ^b	-0,79 ± 0,95 ^a	0,026*
Kuvars	5,49 ± 1,21 ^c	5,35±0,89 ^c	-0,13± 0,94 ^a	0,654

Farklı küçük harfler aynı koşullar altında gruplar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir (*p< .05).

Yaşlandırmadan önce en yüksek TP₁ değeri cam grubunda, en düşük TP₁ değeri ise kuvars grubunda elde edilmiştir. Polietilen grubunun TP₁ değerinin kontrol grubundan daha düşük olduğu, ancak bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı gözlenmiştir. Cam grubunun TP₁ değerinin kontrol grubuna göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu gözlenmiştir.

Yaşlandırmadan sonra tüm grupların TP değerlerinde daha düşük veriler elde edilmiştir. En yüksek TP₂ değeri yaşlandırmadan önceki verilere benzer şekilde cam grubunda, en düşük TP₂ değeri kuvars grubunda elde edilmiştir. ΔTP değerleri incelendiğinde yalnızca cam grubunun değerleri algılanabilir eşiğin üstünde bulunmuştur. Yalnızca cam grubunda yaşlandırmanın TP üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır.

4.2. Kalınlığı 3 mm Olan Grupların Renk Değişimi ve TP Değerleri ile İlgili Bulgular

4.2.1. Fiber İlavesinin Yaşlandırma Öncesi Renk Değerlerine Etkisi ve İkili Karşılaştırmalar

Tablo 11. L₁, a₁, b₁, C₁, h₁ değerlerinin materyal bakımından ikili karşılaştırmaları (3 mm)

	L1	a1	b1	C1	h1
Kontrol	68,72 ± 0,44 ^a	0,06 ± 0,07 ^a	5,74 ± 0,15 ^a	6,52 ± 0,5 ^a	89,24 ± 0,91 ^a
Polietilen	67,73 ± 0,63 ^b	-0,1 ± 0,18 ^b	6,42 ± 0,25 ^b	7,44 ± 0,47 ^b	90,98 ± 1,79 ^b
Cam	68,087 ± 0,72 ^{ab}	-0,224 ± 0,07 ^b	7,54 ± 0,4 ^{ac}	6,05 ± 0,7 ^{ac}	92,84 ± 0,71 ^c
Kuvars	70,36 ± 0,57 ^c	-0,16 ± 0,05 ^b	6,04 ± 0,7 ^{ab}	7 ± 0,25 ^{ab}	91,77 ± 0,57 ^{bc}
Tek Yönlü Anova Sig.	.000*	.000*	.000*	.000*	.000*

Farklı küçük harfler aynı koşullar altında gruplar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir (*p<.001).

UV yaşlandırma işlemi uygulanmadan önce, en yüksek L_1 değeri kuvars grubunda, en düşük L_1 değeri polietilen grubunda elde edilmiştir. Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında polietilen ve cam fiber ilave edilen gruplardaki L_1 değerinin daha düşük olduğu görülmüş ve polietilen ile kontrol grubu arasındaki fark anlamlı bulunmuştur.

Tüm gruplar incelendiğinde kontrol grubunda a_1 parametresinde artı (+) yönde değerler elde edilir iken, polietilen cam ve kuvars grubunda bu değerler eksi (–) yöndedir. Fiber ilave edilen bütün gruplar ile kontrol grubu arasında a_1 değerlerinde anlamlı farklılık gözlenmiştir.

Polietilen ve kuvars içeren grupların b_1 değerleri kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Cam ve kontrol grubu arasındaki farklılık ise anlamlı değildir.

C_1 değerleri b_1 değerlerine benzer şekilde polietilen ve kuvars grubunda kontrol grubuna göre daha yüksek ve anlamlı bulunmuştur.

Fiber ilave edilen grupların h_1 değerleri kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

4.2.2. Fiber İlavesinin Yaşlandırma Sonrası Renk Değerlerine Etkisi

Tablo 12. L_2 , a_2 , b_2 , C_2 , h_2 değerlerinin materyal bakımından ikili karşılaştırmaları (3 mm)

	L_2	a_2	b_2	C_2	h_2
Kontrol	$67,68 \pm 0,36^a$	$0,11 \pm 0,07^a$	$7,32 \pm 0,35^{ac}$	$7,29 \pm 0,41^{ac}$	$88,86 \pm 0,74^a$
Polietilen	$66,99 \pm 0,62^a$	$-0,25 \pm 0,19^b$	$8,09 \pm 0,46^a$	$7,91 \pm 0,47^a$	$92,57 \pm 2,14^b$
Cam	$67,04 \pm 0,56^a$	$-0,36 \pm 0,13^b$	$7,46 \pm 1,1^{ac}$	$7,47 \pm 1,1^{ac}$	$93,98 \pm 1,75^{bc}$
Kuvars	$69,73 \pm 0,68^b$	$-0,04 \pm 0,03^a$	$7,21 \pm 0,33^c$	$7,21 \pm 0,33^c$	$90,45 \pm 0,35^a$
Tek Yönlü Anova P Değerleri	.000**	.000**	.020*	.046*	.000**
Farklı küçük harfler aynı koşullar altında gruplar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir (* $p < .05$; ** $p < .001$).					

UV yaşlandırma işlemi uygulandıktan sonra kontrol grubu ile fiberli grupların L_2 değerleri karşılaştırıldığında, yalnızca kuvars grubunda L_2 değerinin anlamlı olarak daha yüksek olduğu görülmüştür.

Yaşlandırma işleminden sonra a_2 parametresi yalnızca kontrol grubunda artı (+) yönde değerler göstermiştir. Kuvars grubu haricindeki fiberli gruplar ile kontrol grubu arasında a_1 değerlerinde anlamlı farklılık gözlenmiştir.

Tüm gruplar arasında en yüksek b_2 değerleri polietilen grubunda görülmüştür ancak kontrol grubu ile karşılaştırıldığında anlamsızdır.

b_2 değerlerine benzer şekilde en yüksek C_2 değeri polietilen grubunda, en düşük C_2 değeri kuvars grubunda elde edilmiştir. Kuvars grubundaki C_2 değerinin kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür.

Kuvars grubu dışındaki fiber ilave edilen grupların h_2 değerleri, kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

4.2.3. Yaşlandırma İşleminin Renk Değerlerine Etkisi ile Yaşlandırma Öncesi ve Sonrası İkili Karşılaştırmalar

Tablo 13. ΔL , Δa , Δb , ΔC , Δh , ΔE değerlerinin materyal bakımından ikili karşılaştırmaları (3 mm)

	ΔL	Δa	Δb	ΔC	Δh	ΔE
Kontrol	$-1,04 \pm 0,61^a$	$0,05 \pm 0,10^a$	$0,9 \pm 0,43^{ac}$	$0,77 \pm 0,51^{ac}$	$-0,3 \pm 1,07^{ac}$	$1,39 \pm 0,49^a$
Polietilen	$-0,74 \pm 0,47^a$	$-0,15 \pm 0,28^b$	$0,55 \pm 0,47^b$	$0,56 \pm 0,49^b$	$1,38 \pm 2,77^b$	$2,73 \pm 0,36^b$
Cam	$-1,05 \pm 0,57^a$	$-0,13 \pm 0,18^b$	$1,41 \pm 1,1^c$	$1,42 \pm 1,1^c$	$1,1 \pm 2,12^{bc}$	$2,01 \pm 0,58^c$
Kuvars	$-0,63 \pm 0,44^a$	$0,12 \pm 0,05^a$	$0,21 \pm 0,36^b$	$0,21 \pm 0,36^b$	$-1,3 \pm 0,54^a$	$1,8 \pm 0,58^a$
Tek Yönlü Anova P Değerleri	.201	.003*	.002*	.003*	.006*	.000**
Farklı küçük harfler aynı koşullar altında gruplar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir (* $p < .05$; ** $p < .001$)						

Tablo 14. L, a, b, C, h değerlerine yaşlandırmanın etkisi (3 mm)

	Kontrol	Polietilen	Cam	Kuvars
L1 - L2	0,000**	0,001*	0,000**	0,001*
a1 - a2	0,138	0,127	0,047*	0,000**
b1 - b2	0,000**	0,005*	0,003*	0,094
C1 - C2	0,001*	0,006*	0,003*	0,099
h1 - h2	0,287	0,148	0,123	0,000**

* $p < .05$, ** $p < .001$ anlamlı farkı ifade eder.

ΔL değerleri incelendiğinde fiber içeren gruplar ile kontrol grubu arasında anlamlı farklılık görülmemiştir. Yaşlandırma işlemi tüm gruplarda L değerinin anlamlı derecede azalmasına sebep olmuştur.

Kontrol ve kuvars grubunda Δa değeri pozitif değerler gösterirken, polietilen ve cam grubunda negatif değerler elde edilmiştir. Yaşlandırma işlemi yalnızca kuvars grubunun Δa değerlerinde anlamlı bir değişime sebep olmuştur.

Yaşlandırma işlemi kuvars grubu haricindeki tüm gruplarda b ve C değerlerinin anlamlı derecede artışına sebep olmuştur.

Kuvars grubunun h değerlerinde yaşlandırmanın sebep olduğu değişim anlamlı bulunurken, kontrol, polietilen ve cam grubunda yaşlandırma işlemi anlamlı değişikliğe sebep olmamıştır.

En yüksek ΔE değeri polietilen grubunda, en düşük ΔE değeri ise kuvars grubunda elde edilmiştir. Polietilen ve cam fiber grubunun ΔE değerleri kontrol grubuna göre anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. Kontrol grubu ile kuvars grubunun ΔE değerleri arasındaki fark ise anlamsızdır.

Tablo 15. TP₁, TP₂ ve ΔTP değerlerinin materyal bakımından ikili karşılaştırmaları ve yaşlandırmanın etkisi (3 mm)

	TP1	TP2	ΔTP	TP1-TP2 T Testi p değerleri
Kontrol	3,34 ± 0,29 ^a	3,31 ± 0,65 ^a	-0,02± 0,81 ^a	0,922
Polietilen	3,30 ± 0,44 ^a	3,23± 0,74 ^a	-0,22±0,85 ^a	0,439
Cam	3,45± 0,61 ^a	3,26 ± 0,67 ^a	-0,39±0,33 ^a	0,719
Kuvars	2,97 ± 0,35 ^a	2,89 ± 0,36 ^a	-0,07±0,53 ^a	0,665

Farklı küçük harfler aynı koşullar altında gruplar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir (p<.05).

Yaşlandırmadan önceki TP₁ değerleri karşılaştırıldığında, fiber içermeyen kontrol grubu ile fiber içeren grupların TP₁ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir.

Yaşlandırmadan sonra tüm grupların TP değerlerinde daha düşük veriler elde edilmiştir. En yüksek TP₂ değeri kontrol grubunda, en düşük TP₂ değeri kuvars grubunda

elde edilmiştir. Fiberli grupların TP₂ değerlerinin kontrol grubuna göre düşük olduğu gözlenmiştir. Tüm grupların ΔTP değerleri algılanabilir eşiğin altındadır. Yaşlandırmanın TP üzerindeki etkisi hiçbir grupta istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

4.3.Kalınlığı 4 mm Olan Grupların Renk Değişimi ve TP Değerleri ile İlgili Bulgular

4.3.1. Fiber İlavesinin Yaşlandırma Öncesi Renk Değerlerine Etkisi

Tablo 16. L₁, a₁, b₁, C₁, h₁ değerlerinin materyal bakımından ikili karşılaştırmaları (4 mm)

	L1	a1	b1	C1	h1
Kontrol	68,32 ± 0,2 ^{ac}	0,08 ± 0,12 ^a	5,26 ± 0,35 ^a	5,26 ± 0,35 ^a	88,66 ± 1,6 ^a
Polietilen	67,64 ± 0,33 ^b	-0,13 ± 0,12 ^b	6,26 ± 0,69 ^{bc}	6,27 ± 0,69 ^{bc}	91,54 ± 1,42 ^b
Cam	67,99 ± 0,49 ^{ab}	-0,25 ± 0,08 ^b	5,63 ± 0,69 ^{ab}	5,68 ± 0,75 ^{ab}	93,45 ± 1,17 ^c
Kuvars	68,57 ± 0,38 ^c	-0,23 ± 0,09 ^b	6,88 ± 0,41 ^c	6,89 ± 0,41 ^c	92,59 ± 1,07 ^{bc}
Tek Yönlü Anova p	.000*	.000*	.000*	.000*	.000*

Farklı küçük harfler aynı koşullar altında gruplar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir (*p< .001).

UV yaşlandırma işlemi uygulanmadan önceki L₁ değerleri kontrol grubu ile karşılaştırıldığında, polietilen ve cam grubunda daha düşük, kuvars grubunda daha yüksek değerler görülmüştür. Polietilen ile kontrol grubu arasındaki fark anlamlı iken kontrol grubu ile cam ve kuvars grubu arasındaki fark anlamsızdır.

Tüm gruplar incelendiğinde kontrol grubunda a₁ parametresinde artı (+) yönde değerler elde edilir iken, polietilen cam ve kuvars grubunda bu değerler eksi (-) yöndedir. Fiber ilave edilen bütün gruplar ile kontrol grubu arasında a₁ değerlerinde anlamlı farklılık gözlenmiştir.

Polietilen ve kuvars içeren grupların b₁ değerleri kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Cam ve kontrol grubu arasındaki farklılık ise anlamlı değildir.

C₁ değerleri b₁ değerlerine benzer şekilde polietilen ve kuvars grubunda kontrol grubuna göre daha yüksek ve anlamlı bulunmuştur.

Fiber ilave edilen grupların h₁ değerleri kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

4.3.2. Fiber İlavesinin Yaşlandırma Sonrası Renk Değerlerine Etkisi

Tablo 17. L₂, a₂, b₂, C₂, h₂ değerlerinin materyal bakımından ikili karşılaştırmaları (4 mm)

	L2	a2	b2	C2	h2
Kontrol	66,96 ± 0,64 ^a	-0,01 ± 0,03 ^a	6,94 ± 0,37 ^a	6,94 ± 0,37 ^a	90,11 ± 0,35 ^a
Polietilen	67,59 ± 0,36 ^a	-0,19 ± 0,08 ^b	6,59 ± 0,46 ^a	6,59 ± 0,46 ^a	92,22 ± 0,86 ^b
Cam	66,77 ± 0,49 ^a	-0,19 ± 0,13 ^b	6,64 ± 0,38 ^a	6,59 ± 0,42 ^a	92,22 ± 1,71 ^b
Kuvars	69,22 ± 1 ^b	-0,23 ± 0,1 ^b	7,47 ± 0,3 ^b	7,48 ± 0,3 ^b	92,71 ± 1,64 ^b
Tek Yönlü Anova p	.000*	.000*	.000*	.000*	.000*
Farklı küçük harfler aynı koşullar altında gruplar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir (*p< .001).					

UV yaşlandırma işlemi uygulandıktan sonraki L₂ değerleri kontrol grubuna göre karşılaştırıldığında, polietilen ve cam grubunda daha düşük, kuvars grubunda daha yüksek değerler görülmüştür. Kontrol grubu ile kuvars grubu arasındaki fark anlamlı iken, kontrol grubu ile polietilen ve cam grubu arasındaki fark anlamsızdır.

Tüm gruplar incelendiğinde a₂ değerlerinin eksi (-) yönde olduğu ve fiber ilave edilen bütün grupların kontrol grubuna göre anlamlı derecede daha yüksek a₂ değerlerine sahip olduğu görülmüştür.

Kuvars fiber içeren grupların b₂ ve C₂ değerleri kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Kontrol grubu ile polietilen ve cam grubu arasındaki farklılık ise anlamlı değildir.

Fiber ilave edilen grupların h₁ değerleri kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

4.3.3. Yaşlandırma İşleminin Renk Değerlerine Etkisi ile Yaşlandırma Öncesi ve Sonrası İkili Karşılaştırmalar

Tablo 18. ΔL , Δa , Δb , ΔC , Δh ve ΔE değerlerinin materyal bakımından ikili karşılaştırmaları (4 mm)

	ΔL	Δa	Δb	ΔC	Δh	ΔE
Kontrol	$-1,36 \pm 0,62^a$	$-0,09 \pm 0,14^a$	$1,68 \pm 0,66^a$	$1,68 \pm 0,66^a$	$1,45 \pm 1,77^a$	$1,84 \pm 0,36^a$
Polietilen	$-0,5 \pm 0,51^b$	$-0,06 \pm 0,12^a$	$0,32 \pm 0,68^b$	$0,33 \pm 0,68^b$	$0,69 \pm 1,5^a$	$2,46 \pm 0,48^b$
Cam	$-1,22 \pm 0,52^a$	$0,06 \pm 0,14^a$	$1,01 \pm 0,67^c$	$0,91 \pm 0,86^c$	$-1,23 \pm 2^b$	$1,97 \pm 0,46^a$
Kuvars	$-0,65 \pm 1,16^c$	$0 \pm 0,16^a$	$0,59 \pm 0,4^{bc}$	$0,59 \pm 0,4^{bc}$	$0,11 \pm 1,99^{ab}$	$1,87 \pm 0,56^a$
Tek Yönlü Anova p	.000**	.082	.000**	.000**	.017*	.000**

Farklı küçük harfler aynı koşullar altında gruplar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir (*p< .05;**p<.001).

ΔL değerleri incelendiğinde kontrol grubu ile cam grubu arasında anlamlı farklılık görülmezken polietilen ve kuvars grubunda kontrol grubuna göre anlamlı derecede düşük ΔL değerleri görülmüştür. Yaşlandırma işlemi kontrol ve cam grubunda L değerinin anlamlı derecede azalmasına sebep olurken polietilen ve kuvars grubunda yaşlandırmanın anlamlı etkisi görülmemiştir.

Cam ve kuvars grubunda Δa değeri pozitif değerler gösterirken, kontrol ve polietilen grubunda negatif değerler elde edilmiştir. Yaşlandırma işlemi hiçbir grubun Δa değerlerinde anlamlı bir değişime sebep olmamıştır.

Yaşlandırma işlemi polietilen grubu haricindeki tüm gruplarda b ve C değerlerinin anlamlı derecede artışına sebep olmuştur.

Tüm grupların yaşlandırmadan önceki ve sonraki h değerleri incelendiğinde yalnızca kontrol grubunda anlamlı bir değişim olduğu görülmüştür.

En yüksek ΔE değeri polietilen grubunda, en düşük ΔE değeri ise kuvars grubunda elde edilmiştir. Polietilen grubunun ΔE değerleri kontrol grubuna göre anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. Kontrol grubu ile cam ve kuvars grubunun ΔE değerleri arasındaki fark ise anlamsızdır.

Tablo 19. L, a, b, C, h değerlerine yaşlandırmanın etkisi (4 mm)

	Kontrol	Polietilen	Cam	Kuvars
L1 - L2	0,000**	0,777	0,000**	0,113
a1 - a2	0,068	0,136	0,172	0,947
b1 - b2	0,000**	0,165	0,001*	0,001*
C1 - C2	0,000**	0,164	0,009*	0,001*
h1 - h2	0,029*	0,182	0,084	0,859

*p< .05,**p<.001 anlamlı farkı ifade eder.

Tablo 20. TP₁, TP₂ ve ΔTP değerlerinin materyal bakımından ikili karşılaştırmaları ve yaşlandırmanın etkisi (4 mm)

	TP1	TP2	ΔTP	TP ₁ – TP ₂ T Testi p değerleri
Kontrol	1,83 ± 0,45 ^a	1,72 ± 0,36 ^a	-0,11 ± 0,66 ^a	0,612
Polietilen	1,69 ± 0,38 ^a	1,67 ± 0,21 ^a	-0,01 ± 0,37 ^a	0,889
Cam	1,84 ± 0,29 ^a	1,81 ± 0,19 ^a	-0,01 ± 0,43 ^a	0,897
Kuvars	1,70 ± 0,35 ^a	1,66 ± 0,31 ^a	-0,04 ± 0,39 ^a	0,755

Farklı küçük harfler aynı koşullar altında gruplar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir (p<.05).

Yaşlandırmadan önce en yüksek TP₁ değeri cam grubunda, en düşük TP₁ değeri ise polietilen grubunda elde edilmiştir. Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında, polietilen ve kuvars grubu daha düşük, cam grubu daha yüksek TP₁ değerleri göstermiştir.

Yaşlandırmadan sonra tüm grupların TP değerlerinde daha düşük veriler elde edilmiştir. Tüm grupların ΔTP değerleri algılanabilir eşğin altındadır. Yaşlandırmanın TP üzerindeki etkisi incelendiğinde, hiçbir grupta istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir.

4.4. TP₁, TP₂, ΔTP₀₀ ve ΔE₀₀ Değerlerinin Fiberler ve Kalınlıklar Arası Karşılaştırılması

TP₁, TP₂, ΔTP değerlerinin ANOVA sonuçları **Tablo 21, 22 ve 23** 'de, gösterilmiştir.

Tablo 21. TP iki yönlü ANOVA tablosu

		Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Materyal	TP1	12,512	3	4,171	12,635	0,000**
	TP2	7,854	3	2,618	7,935	0,000**
	ΔTP	0,752	3	0,251	0,545	0,652
Kalınlık	TP1	463,377	2	231,688	701,878	0,000**
	TP2	409,458	2	204,729	620,498	0,000**
	ΔTP	1,719	2	0,860	1,871	0,159
Materyal * Kalınlık	TP1	15,523	6	2,587	7,837	0,000**
	TP2	6,425	6	1,071	3,245	0,006*
	ΔTP	2,796	6	0,466	1,014	0,420
Error	TP1	35,651	108	0,330		
	TP2	35,634	108	0,330		
	ΔTP	49,622	108	0,459		
Total	TP1	2295,006	120			
	TP2	2089,917	120			
	ΔTP	57,671	120			

**p< 0,001, *p<0,01 anlamlı farkı ifade eder.

Tablo 22. TP₁ değerinin kalınlık ve materyal bakımından ikili karşılaştırılması

	Kontrol	Polietilen	Cam	Kuvars
2 mm	6,77± 0,29 ^{Aa}	6,00± 0,23 ^{Aac}	7,64 ± 0,98 ^{Ab}	5,49 ± 1,21 ^{Ac}
3 mm	3,34 ± 0,29 ^{Ba}	3,30 ± 0,44 ^{Ba}	3,45± 0,61 ^{Ba}	2,97 ± 0,35 ^{Ba}
4 mm	1,83 ± 0,45 ^{Ca}	1,69 ± 0,38 ^{Ca}	1,84 ± 0,29 ^{Ca}	1,70 ± 0,35 ^{Ca}

Farklı büyük harfler aynı koşullar altında satırlar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir (p<0.05).
Farklı küçük harfler aynı koşullar altında sütunlar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir (p<0.05).

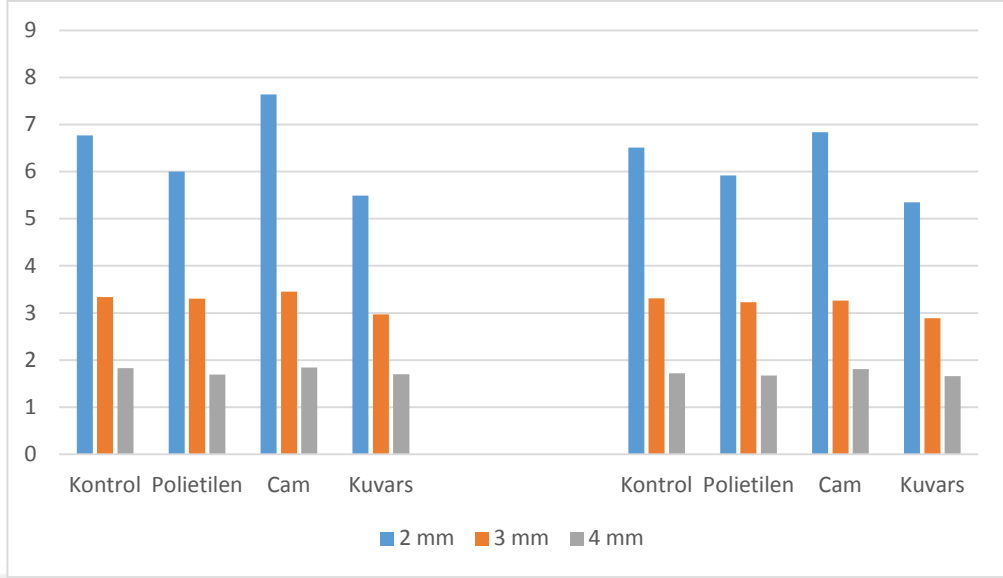
Tüm gruplar incelendiğinde en yüksek TP₁ değerlerinin 2 mm'lik gruplarda, en düşük TP₁ değerlerinin ise 4 mm'lik gruplarda olduğu görülmüştür. 2 mm'de kontrol grubu ile karşılaştırıldığında polietilen grubu istatistiksel olarak benzer, cam(p=0,04) ve kuvars(p=0,00) grubu istatistiksel olarak farklı bulunmuştur. 2 mm cam grubu tüm gruplardan farklı bulunmuştur. 2 mm'de polietilen ve kuvars grubu istatistiksel olarak benzerdir. 3 ve 4 mm'de fiberli ve fibersiz tüm gruplar istatistiksel olarak benzer bulunmuştur.

Tablo 23. TP₂ değerinin kalınlık ve materyal bakımından ikili karşılaştırılması

	Kontrol	Polietilen	Cam	Kuvars
2 mm	6,51±0,67 ^{Aab}	5,92 ± 0,49 ^{Aac}	6,84±0,74 ^{Ab}	5,35±0,89 ^{Ac}
3 mm	3,31 ± 0,65 ^{Ba}	3,23± 0,74 ^{Ba}	3,26 ± 0,67 ^{Ba}	2,89 ± 0,36 ^{Ba}
4 mm	1,72 ± 0,36 ^{Ca}	1,67 ± 0,21 ^{Ca}	1,81 ± 0,19 ^{Ca}	1,66 ± 0,31 ^{Ca}

Farklı büyük harfler aynı koşullar altında satırlar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir (p< .05).
Farklı küçük harfler aynı koşullar altında sütunlar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir (p< .05).

Tüm gruplar incelendiğinde en yüksek TP₂ değerinin 2 mm'lik gruplarda, en düşük TP₂ değerinin ise 4 mm'lik gruplarda olduğu görülmüştür. 2 mm'de polietilen ve cam grubu kontrol grubuna benzer bulunmuştur. 3 ve 4 mm'de fiberli ve fibersiz tüm gruplar istatistiksel olarak benzer bulunmuştur (**Şekil 6**).



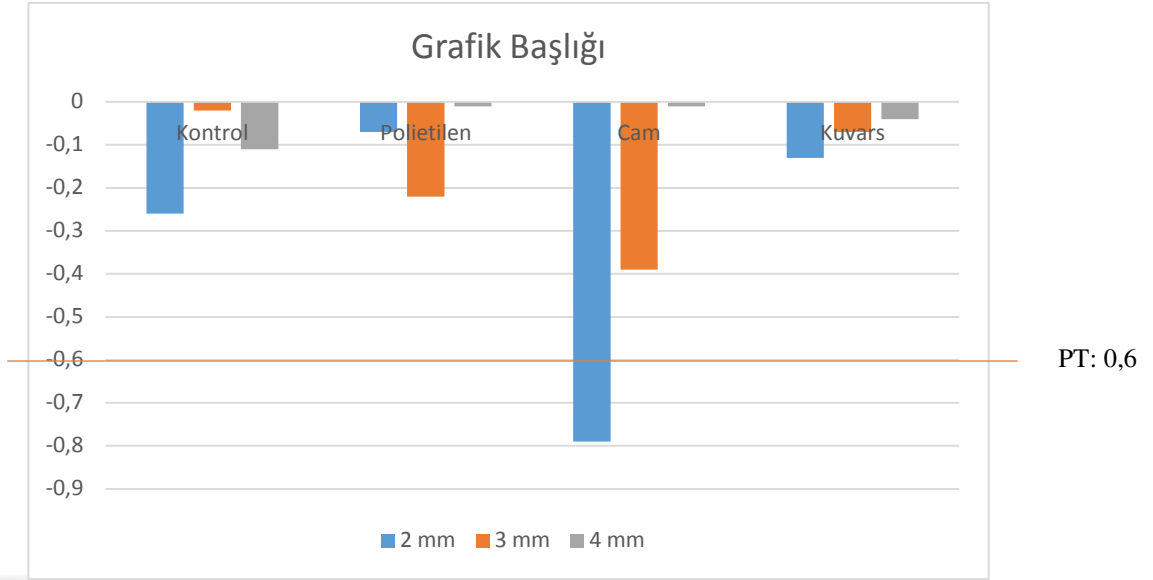
Şekil 6. Yaşlandırmadan önceki ve sonraki ortalama TP₀₀ değerleri

Tablo 24. ΔTP_{00} değerinin kalınlık ve materyal bakımından ikili karşılaştırılması

	Kontrol	Polietilen	Cam	Kuvars
2 mm	$-0,26 \pm 0,79^{Aa}$	$-0,07 \pm 0,58^{Aa}$	$-0,79 \pm 0,95^{Aa}$	$-0,13 \pm 0,94^{Aa}$
3 mm	$-0,02 \pm 0,81^{Ba}$	$-0,22 \pm 0,85^{Aa}$	$-0,39 \pm 0,33^{Aa}$	$-0,07 \pm 0,53^{Aa}$
4 mm	$-0,11 \pm 0,66^{ACa}$	$-0,01 \pm 0,37^{Aa}$	$-0,01 \pm 0,43^{Aa}$	$-0,04 \pm 0,39^{Aa}$

Farklı büyük harfler aynı koşullar altında satırlar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir ($p < .05$).
Farklı küçük harfler aynı koşullar altında sütunlar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir ($p < .05$).

Bütün değerler kabul edilebilir eşiğin altında iken yalnızca 2 mm'lik cam grubunda görülen ΔTP değeri algılanabilir eşiğin (PT: 0,6) üstündedir (**Şekil 7**). Tüm grupların ΔTP değeri kabul edilebilir eşiğin (AT: 2,6) altındadır.



Şekil 7. ΔTP_{00} değerleri ve algılanabilir eşik değeri (PT)

Tablo 25. ΔE iki yönlü ANOVA tablosu

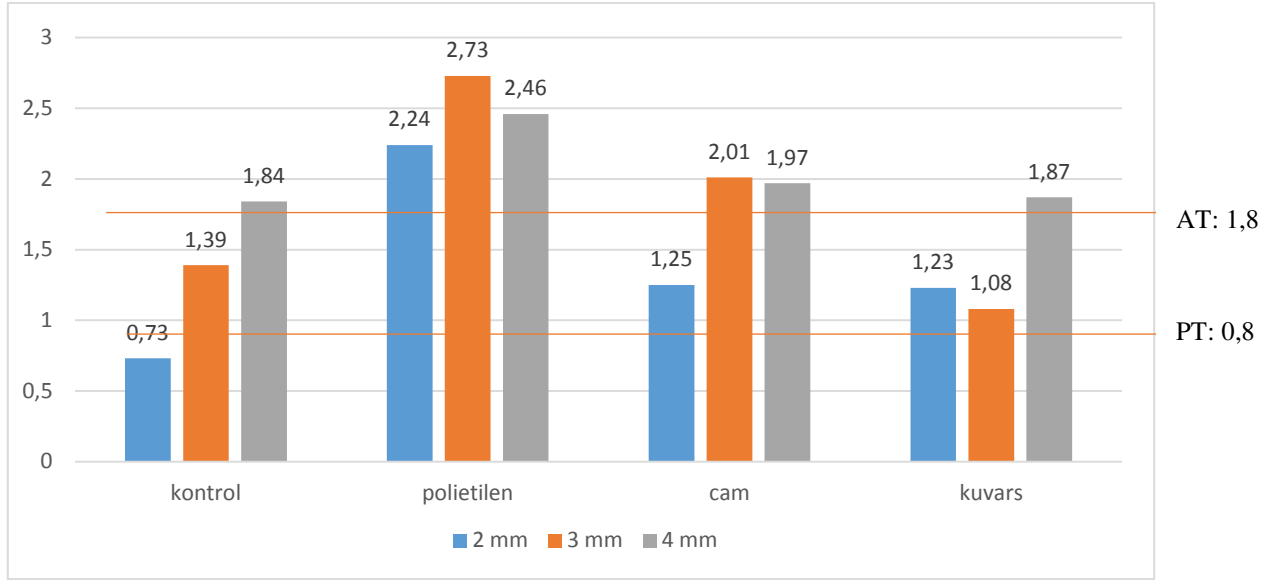
	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
MATERYAL	28,157	3	9,386	39,022	,000**
KALINLIK	5,775	2	2,888	12,005	,000**
MATERYAL / KALINLIK	5,107	6	,851	3,539	,003*
ERROR	25,977	108	,241		
TOTAL	402,225	120			

*p< .05,**p<.001 anlamlı farkı ifade eder.

Tablo 26. ΔE değerinin kalınlık ve materyal bakımından ikili karşılaştırılması

	Kontrol	Polietilen	Cam	Kuvars
2 mm	0,73 ± 0,34 ^{Aa}	2,24 ± 0,48 ^{Ab}	1,25 ± 0,44 ^{Ac}	1,23 ± 0,64 ^{Ac}
3 mm	1,39 ± 0,49 ^{Ba}	2,73 ± 0,36 ^{Bb}	2,01 ± 0,58 ^{Bc}	1,08 ± 0,58 ^{Ba}
4 mm	1,84 ± 0,36 ^{Ca}	2,46 ± 0,48 ^{ABb}	1,97 ± 0,46 ^{ABa}	1,87 ± 0,56 ^{Aa}
Farklı büyük harfler aynı koşullar altında satırlar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir (p< .05).				
Farklı küçük harfler aynı koşullar altında sütunlar arasındaki anlamlı farklılığı gösterir (p< .05).				

En yüksek ΔE değerleri polietilen grubunda görülmüştür ve tüm kalınlıklarda istatistiksel olarak diğer gruplardan farklıdır. Kontrol ve cam grubuna ait ΔE değerleri incelendiğinde 2 mm'lik grupta 3 ve 4 mm'lik gruplara göre anlamlı olarak daha düşük değerler görülmüştür. Yalnızca 2 mm kontrol grubundaki ΔE değerleri algılanabilir eşiğin altındadır. Polietilen ve kuvars grubunda da benzer şekilde 2 mm'lik grupta daha düşük ΔE değerleri görülmüştür. Polietilen grubunun tüm kalınlıkları kabul edilebilir eşiğin üstündedir. 4 mm'deki ΔE değerleri tüm gruplarda kabul edilebilir eşiğin üstündedir. 3 mm'de kontrol ve kuvars grubu kabul edilebilir eşiğin altındadır (**Şekil 8**).



Şekil 8. ΔE_{00} değerleri ile algılanabilir (PT) ve kabul edilebilir (AT) eşik değerleri

5. TARTIŞMA

Kompozit rezinler, günümüzde dişlerin restore edilmesinde sıklıkla kullanılan estetik dolgu materyalleridir (52); ancak aşırı madde kayıplı dişlerde geleneksel kompozitlerin çiğneme kuvvetlerine karşı yeterli fiziksel dayanımı gösteremediği bilinmektedir (53). Son yirmi yılda fiberle güçlendirilmiş kompozit (FGK) malzemelerin yapısal ve mekanik özelliklerindeki önemli gelişmeler, bu kompozitleri diş hekimliğinde kullanılan birçok geleneksel kompozite alternatif olarak sunmuştur (45). Mevcut literatürde çoğunlukla FGK'lerin restorasyonların kırılma dayanımına ve materyallerin mekanik özelliklerine olan etkisinin değerlendirildiği (7–10), estetik restorasyonlarda optik özelliklerini değerlendiren çalışmaların sınırlı olduğu görülmüştür.

Estetik restorasyonlarda, doğal morfolojik yapıyı korumak veya yeniden kazandırmak amaçlanır. Bir restorasyonun estetik olarak kabul edilebilmesi için doğal diş renk, şekil, boyut, yüzey yapısı ve translusensi özellikleri bakımından taklit edebilmesi gereklidir (184). Restorasyonun doğal ve çekici görünmesini sağlamak için gerekli olan renk uyumunu elde etmek, ancak rengi meydana getiren bilimsel ilkelerin anlaşılması ile mümkündür (4).

Bir kompozit rezin restorasyonunun diş rengi uyumluluğu için optimum translusensiye sahip olması ve bu görünümü zaman içinde koruması gerekmektedir. İçsel renk kararlılığı da restorasyonların uzun vadeli estetiğini etkilemektedir (183). Bu çalışmada, farklı yapılardaki FGK alt yapılar (cam, polietilen, kuvars)'ı çevreleyen nanohibrit bir kompozit kullanılarak, farklı fiber tiplerinin ve kompozit kalınlığının translusensi ve renk stabilitesine etkisi incelenmiştir.

Kompozitlerin renk stabilitesi ile ilgili yapılan daha önceki çalışmalarda mikrohürit ve hürit kompozitlere kıyasla en az renk değişimi inorganik doldurucu oranı yüksek olan nanohürit kompozit rezinlerde görülmüştür (230, 231). Garoushi ve ark. (232) çalışmalarında, FGK altyapısını çevreleyen kompozitin kopmasının önlenmesi için kompozit kalınlığını 1-2 mm olarak önermişlerdir. Kron restorasyonları için ağız içi koşullara bağlı olarak farklı kalınlıklar gerekebilmektedir. Bu çalışmada kompozit kalınlığı 2, 3, 4 mm olarak belirlenerek FGK materyaller kompozit örneklerin ortasına yerleştirilmiştir. Renk ölçümlerinde aynı materyalin farklı kalınlıklarda olması da translusensiyi ve dolayısıyla rengi etkileyebilir (233). Bu nedenle, estetik sonucu iyileştirmek için restoratif materyallerin translusensi özellikleri ve kalınlığı arasındaki

ilişkinin bilinmesi önemlidir.

Renk ölçümleri objektif ve güvenilir olan dijital cihazlarla değerlendirilebilmektedir (180). Spektrofotometreler, kolorimetreler ve dijital renk analizörleri bu cihazlara örnektir (196, 197). Bu araştırmada, renk ölçümleri için kolorimetre kullanılmıştır. Kolorimetre ve spektrofotometre ölçümleri karşılaştırılmış ve renk farkı güvenilir ve doğru kabul edilmiştir. Genel olarak, kolorimetrelerle in vitro ve in vivo çalışmalarda tekrarlanabilir sonuçlar elde edildiği gösterilmiştir (234, 235).

Renk ölçüm cihazlarından elde edilen verilerin doğruluğu açısından zemin rengi de önemli etkiye sahiptir. Optik parametrelerin, zemin rengi ve materyali çevreleyen ortamın görünüşünden önemli ölçüde etkilendiğini ortaya koyan araştırmalar mevcuttur (236, 237). Bu in vitro çalışmada zemin renginin sonuç rengini etkilememesi için yaşlandırmanın etkisini değerlendiren ölçümler nötral gri zemin üzerinde yapılmıştır. Birçok araştırmada ışık kaynağı tipinin renk seçiminde etkisi olduğu belirlenmiştir (238, 239). Çevre koşullarının standardize edilmesi amacıyla, bu tez çalışmasında üst kısmında gün ışığını taklit eden 5500 K'lık standart aydınlatma sistemi olan renk ölçüm kutusu kullanılmıştır.

Hızlandırılmış yaşlandırma prosedürleri, ultraviyole ışığa maruz kalma, sıcaklık ve nem değişikliklerini içeren hızlandırılmış bir iklimlendirme süreci aracılığıyla çevresel koşullara uzun süreli maruz kalmanın etkilerini simüle eder (224). Rezin bazlı simanların renk stabilitesi, 450 kJ/m²'ye kadar hızlandırılmış yaşlandırmadan sonra incelenmiştir ve en büyük renk değişiminin 150 kJ/m²'lik ilk döngü sırasında meydana geldiği görülmüştür (229). Normal koşullar altında uzun vadeli kullanım açısından kısa vadeli hızlandırılmış yaşlandırma aralıklarının eşdeğerliğinin belirlenmesi istenmektedir. Önceki bir çalışmada kompozit rezinlere 1440 saate kadar yaşlandırma işlemi uygulansa da, hızlandırılmış yaşlanma ile oluşan renk değişiminin çoğu, sürecin ilk 300 saatinde ortaya çıkmıştır (228). Bu çalışmada UV hızlandırılmış yapay yaşlandırma için 300 saatlik bir yaşlandırma süresi uygulanmıştır.

Örneklerin ilk renk ölçümleri kompozit örneklerin polimerizasyonunun tam olarak gerçekleşmesi için (237) 24 saat sonra; ikinci renk ölçümleri ise 300 saatlik yaşlandırma sürecinden sonra yapılmıştır.

Renk farklılıklarının hesaplanmasında CIE L, a, b ve güncel olarak CIEDE 2000 en sık kullanılan sistemlerdir. Çalışmalar CIEDE2000 renk formülünün, dental

materyallerdeki translüsensi ve renk değişiminin değerlendirilmesinde algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik noktasında CIE L, a, b formülünden daha iyi bir uyum sağladığını göstermiştir (190, 191). Bu çalışmada da renk değişimlerinin tespiti için güncel literatüre uygun olarak CIEDE 2000 formülünden yararlanılmıştır.

1976 yılında CIE (The Commission Internationale de l'Eclairage) L, a, b matematiksel sistemi estetik diş hekimliğinde en sık kullanılan sistemdir. Bu üç boyutlu renk alanında üç adet eksen bulunmaktadır: L (dikey eksen), a (yatay eksen) ve b (yatay eksen). L parametresi, Munsell sistemindeki value, rengin aydınlığını tanımlar. Bu parametre 0 (siyah) ile 100 (beyaz) arasında bir değere sahiptir. CIE a ve b değerleri Munsell sistemindeki hue ve kroma değerleri ile orantılı olup a parametresi rengin kırmızılığını (+a, a>0, kırmızı-mor yönü) veya yeşilliğini (-a, a<0, mavi-yeşil yönü); b parametresi ise rengin sarılığını (+b, b>0, sarı yönü) veya maviliğini (-b, b<0, mor-mavi yönü) ifade eder (187).

CIE L, a, b, C ve h değerlerinin ölçüldüğü bu in vitro çalışmada, kompoziti desteklemek için kullanılan farklı fiber yapılarının renk parametreleri üzerinde anlamlı etkiler oluşturduğu görülmüştür. Sampath ve ark. fiber destekli ve fiber içermeyen kompozitler arasındaki renk farklılıklarını belirlemek için yaptıkları bir çalışmada, fiber içeren grupların daha düşük L değerlerine ve dolayısıyla kontrol grubuna kıyasla daha koyu görünüme sahip olduğunu bildirmişlerdir (242). Bu tez çalışmasında kontrol grubu ile karşılaştırıldığında polietilen ve cam fiber gruplarının L değerleri daha düşük, kuvars fiber gruplarının L değerleri daha yüksek bulunmuştur (Tablo 6,11,16). Kuvars fiber ilavesi kompozitin renginin daha açık görülmesine, cam ve polietilen fiber ise daha koyu görülmesine sebep olmuştur. Bu farklılık, kuvars fiberin daha opak yapıda olmasından kaynaklanıyor olabilir. Cam ve polietilen fiberle desteklenmesi planlanan restorasyonun value değeri, kullanılan kompozitin value değerinden daha düşük olacağından, restorasyonun nihai rengi hesaplanırken kaplama kompoziti ile birlikte fiberin etkisi de göz önünde bulundurulmalıdır.

İlk ölçümlerde saptanan a₁ değerleri analiz edildiğinde fiber ilavesi a₁ değerinin yönünün pozitif değerlerden negatif değerlere, dolayısı ile kırmızıdan yeşile kaymasına sebep olmuştur (Tablo 6,11,16).

Tüm gruplar incelendiğinde 3 mm ve 4 mm kalınlığındaki polietilen ve kuvars gruplarının b_1 değerleri kontrol grubuna göre daha yüksek bulunarak, renk değeri mavi bölgeden uzaklaşıp sarı bölgeye yaklaşmıştır (Tablo 11,16).

Kroma değerleri incelendiğinde C_1 ve b_1 parametrelerinin paralel seyrettiği görülmektedir. Fiberli ve fibersiz grupların C_1 değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar görülmüştür (Tablo 6,11,16) (Tek Yönlü Anova). Restorasyon için renk tahmini yapılırken rengin tüm parametreleri göz önünde bulundurulmalıdır.

Tüm kalınlıklardaki örnekler incelendiğinde fiberin h değeri üzerindeki etkisi anlamlı bulunmuştur (Tablo 6,11,16). Her kalınlığın en düşük h değeri kontrol grubunda görülmüştür. Optik parametrelerden h değerini ifade eden ton, yansıyan ışığın dalga boyuna karşılık gelir (176). Fiberli grupların h değerlerinin fibersiz gruba kıyasla farklı bulunması, fiberlerin yansıttığı ışığın dalga boylarının kompozitinkinden farklı olması ile açıklanabilir.

Hızlandırılmış yaşlandırma işleminin L değerleri üzerindeki etkisi incelendiğinde Tüm gruplarının ΔL değerleri negatif bulunmuştur, yani L değerleri yaşlandırmadan sonra azalmıştır (Tablo 8,13,18). L değerlerinin zamana bağlı değişimi 2 ve 3 mm'lik kalınlıklarda tüm gruplarda, 4 mm kalınlıkta ise kontrol ve cam grubunda istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Daha önceki çalışmalarda yaşlandırma işleminin restorasyonların daha koyu görünmesine sebep olabileceği bildirilmiştir (224, 237, 243). Restoratif materyallerdeki UV ışınlarının neden olduğu renk değişiklikleri, başlatıcı sistemdeki, aktivatörlerdeki ve rezinin kendisindeki kimyasal değişikliklerle ilişkilendirilmiştir. Artık aminlerin dekompozisyonu ve reaksiyona girmemiş karbon-karbon çift bağlarının oksidasyonu, renklenmeye sebep olabilecek bileşiklerin oluşumuyla sonuçlanır. Ek olarak, bir rezin matrisinde kullanılan monomerlerin fizikokimyasal özellikleri, renk stabilitesini etkileyebilir (244). Polietilen grubunun tüm kalınlıklarında negatif (-), kuvars grubunun tüm kalınlıklarında ise pozitif (+) Δa değerleri gözlenmiştir, yani polietilen fiber yaşlandırma ile oluşan renk değişimin yeşil yönde olmasına, kuvars fiber ise kırmızı yönde olmasına sebep olmuştur. Yaşlandırma işlemi sonrası tüm grupların Δb değerleri pozitif (+) bulunmuştur, yani yaşlandırma ile meydana gelen renk değişimi sarı yönünde olmuştur. Tabatabaei ve ark. (245) polietilen fiber ve cam fiber ile güçlendirilmiş direkt ve indirekt kompozitlerin yaşlandırma sonrası renk değişimlerini incelemişlerdir. Bu çalışmada fiberler bir baz kompozit üzerine yerleştirilerek, üzerleri

direkt ve indirekt kompozitlerle kapatılmıştır. Çalışmalarının sonucunda direkt kompozite ait grupların Δa ve Δb değerlerinin (+) yönde olduğunu, yani renk değişimin kırmızı-sarı yönde olduğunu rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızın sonuçlarına göre ise, 2 ve 3 mm’de polietilen ve cam grubunun Δa değerleri (-) yönde, Δb değerleri (+) yönde bulunmuştur, yani renk değişimi yeşil-sarı yöndedir. Δa değerlerinin bizim çalışmamızdan farklı yönde olması, çalışmamızda bir baz kompoziti kullanılmamasından kaynaklı olabilir.

Algılanabilirlik, bir diş ve bitişiğindeki restorasyon arasındaki renk farkının tespitini belirtirken; kabul edilebilirlik, bu restorasyon için kabul edilebilir olan renk farkını tanımlar (189, 192). ISO/TR 28642:2016 standartlarına göre ΔE_{00} için eşik değerleri, algılanabilirlik için 0.8; kabul edilebilirlik için 1.8 olarak belirlenmiştir (193).

Çalışmamızın sonuçlarına göre fiberin ve kompozit kalınlığının ΔE_{00} değerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.00$). Çalışmamızın sonuçları algılanabilir ve kabul edilebilir ΔE eşikleri açısından değerlendirildiğinde, yalnızca 2 mm’lik kontrol grubuna ait ΔE_{00} değerlerinin algılanabilir eşiğin altında, geri kalan tüm grupların ΔE değerlerinin ise algılanabilir eşiğin üstünde olduğu gözlemlenmiştir. Kabul edilebilirlik açısından değerlendirildiğinde 3 mm kalınlıkta kontrol ve kuvars fiber grubu kabul edilebilir eşiğin altında, polietilen ve cam grubu kabul edilebilir eşiğin üstünde renk değişimi göstermiştir. 4 mm kalınlıkta ise fiberli ve fibersiz tüm grupların ΔE değerleri ise kabul edilebilir eşiğin üstündedir (Tablo 26).

Hızlandırılmış yaşlandırma işleminin etkisi materyal ve kalınlık bakımından etkili bulunmuştur (Tablo 25). Hızlandırılmış yaşlandırma işleminden sonra tüm kalınlıklarda en fazla renk değişimi gösteren grup polietilen fiber grubu olmuştur (Tablo 26). Tunçdemir ve ark. (243) da polietilen ve cam fiberin renk stabilitelerini değerlendirdikleri çalışmalarında benzer olarak polietilen fiberin cam fiberden daha fazla renklendiğini rapor etmişlerdir. Bu sonuçlar çalışmamızda kullandığımız fiberlerin kimyasal yapısı ile ilgili olabilir. Cam, rastgele bir ağda birleştirilmiş silika tetrahedralden oluşan amorf bir malzemedir. Bu inorganik yapı, polietilen gibi organik yapılar içeren fiberlerden farklıdır. Organik fiberler, inorganik içerikli fiberlere göre daha az hidrofobiklik ve renk değişimine karşı daha düşük direnç sergiler (111). Endüstriyel olarak önceden doyurulmuş fiberler, daha sonra elle doyurulan fiberlerden hem mekanik özellikler açısından hem de uygulama kolaylığı açısından daha üstündürler (232). Fiberlerin, klinik uzun ömürlülüğünü tehlikeye atan fiber ve rezin matrisi arasında iyi bir bağlantı olmaması, neme maruz kaldıklarında hızla

deforme olmalarına sebep olur (246). Çalışmamızda kullandığımız cam fiber önceden doyurulmuş, kuvars fiberin yüzeyi ise endüstriyel olarak silan ile muamele edilmiştir. Polietilen fiber olan Ribbond- THM'nin, bu fiberlerden farklı olarak sonradan doyurulmuş olması, yaşlandırma işlemi ile daha fazla renk değişimine uğramasının sebebi olabilir.

Yaşlandırma sonrasında fiber içermeyen kontrol grubu ve fiberli grupların tüm kalınlıklarındaki ΔE değerleri karşılaştırılmıştır. Kontrol grubunda en düşük ΔE_{00} değerinin 2 mm'lik grupta, en yüksek ΔE_{00} değerinin 4 mm'lik grupta olduğu görülmüştür (Tablo 26). Shamszadeh ve ark.'nın farklı kalınlıklardaki kompozitlerin renk stabilitesini incelediği bir çalışmada, çalışmamızla uyumlu olarak renk değişiminin de kalınlıkla birlikte arttığı bildirilmiştir (247). L değerindeki değişikliklerin rengi kuvvetli bir şekilde etkilediği bilinmektedir (248). ΔE formülasyonu incelendiğinde ΔL 'nin, elde edilecek sonuçlarda etkili olduğu görülür. Aynı grubun ΔL değerlerinin de kalınlıkla birlikte artması bu korelasyonun sebebi olabilir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre kompozit kalınlığının TP_{00} değerlerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Tablo 21). Kalınlığı 0,5 mm ile 4 mm arasında değişen kompozitlerle yapılan bir çalışmada kalınlığın translusenside dikkat çekici değişikliklere sebep olduğu rapor edilmiştir (181). Bizim çalışmamızda da önceki çalışmalara benzer şekilde tüm gruplarda kalınlık ile TP arasında negatif korelasyon bulunmuştur (249–251) (Tablo 22,23). Renk, ışığın nesne içinde katettiği yollar ve bu yollar boyunca soğurulması ve saçılması ile belirlenir. Işık, diş ve estetik restoratif materyal gibi yarı saydam maddelerle karşılaştığında, maddenin ışık akısı ile etkileşiminde dört fenomen tanımlanabilir, bunlar; ışık akısının prizmatik iletimi, yüzeyde prizmatik ışık yansımaları, yüzeyde dağınık ışık yansımaları ve madde içinde ışığın emilmesi ve saçılmasıdır (252). Kalınlık arttığında ışığın nesne içinde katedeceği yolun da artması ışık iletiminin katlanarak azalmasına sebep olmuş olabilir. Kamishima ve ark. mine kompoziti ile yaptıkları bir çalışmada, arka planın translusensi üzerine etkisini inceleyerek 4 mm kalınlıkta bu etkinin ortadan kalktığını bildirmişlerdir (236). Çalışmamızın sonuçları incelendiğinde, 2 mm kalınlıkta fiber grupları arasında translusensi bakımından anlamlı farklılıklar görülmesine rağmen 3 ve 4 mm kalınlıklarda anlamlı fark ortadan kalkmıştır (Tablo 22,23). Bu farklılığın nedeni kompozit kalınlığının artması ve arka plan etkisinin azalması olabilir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre fiberin TP_{00} değerlerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.00$). Restoratif materyallerin rengi ve translusensliği, yalnızca inorganik doldurucuların ve organik matrisin türü ve miktarı gibi makroskopik olaylardan değil, aynı zamanda boyaların ve diğer kimyasalların eklenmesinden de kaynaklanmaktadır (253). Nesnenin içindeki renklendirici malzeme veya pigmentler, çeşitli dalga boylarındaki ışığı absorbe ederek diğer dalga boylarının nesnenin dışına saçılmasına izin verir. Işığın iç arayüzlerdeki yansıması ve kırılması nedeniyle nesne içinde birçok farklı yöne saptırıldığında ışık saçılmış olarak adlandırılır. Birçok doldurucu partikül mevcut olduğunda, ışık saçılabilir, yani iletimi katlanarak azalabilir (254). Cam fiberlerin kırılma indeksi (refractive index), onları çevreleyen kompozit matrisinkinden farklıdır (242). Le Bell ve ark. (255) ve Lehtinen ve ark. (256), tek yönlü E-cam fiber ile güçlendirilmiş kompozitlerin, geleneksel rezin kompozitlerden daha iyi ışık iletme özelliğine sahip olduğunu rapor etmişlerdir (242). Çalışmamızın sonuçlarında da benzer şekilde cam grubunun TP değeri 2 mm’de kontrol grubuna göre istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur (Tablo 10). Mangous ve ark. (257), cam fiber ile polietilen fiberin fiziksel özelliklerini, Tunçdemir ve ark.(258), polietilen ve cam fiberin translusensi özelliklerini inceledikleri çalışmalarında; cam fiberin polietilen fiberden daha iyi ışık iletimine sahip olduğunu rapor etmişlerdir. Çalışmamızda da buna paralel olarak, 2 mm’de cam grubunun TP değerleri diğer fiber gruplarına göre istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur (Tablo 10). TP değerlerindeki bu farklılık, fiberlerin kırılma indekslerindeki farklılıktan, farklı yapıların ışığı farklı şekillerde yansıtması ya da iletmesinden kaynaklanıyor olabilir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre 2 mm’de cam (TP_1 : $p=.043$) ve kuvars grubunun (TP_1 : $p=.000$) TP değerleri kontrol grubundan farklı, polietilen grubunun TP değerleri ise kontrol grubuna benzer bulunmuştur (TP_1 : $p=.120$). Nakamura ve ark.(259) çeşitli fiberlerin translusensi özelliklerini inceledikleri çalışmalarında, fiber kalınlığının artmasının restorasyonun rengini etkilediğini rapor etmişlerdir. Çalışmamızda kullandığımız fiberlerden cam ve kuvars yapıları olanlar aynı kalınlığa sahiptir ancak; polietilen fiberin kalınlığı bunlardan farklıdır (Ribbond THM: 0.18 mm, EverStick C&B:1.5 mm Quartz Splint: 1.5 mm). Fiberlerin geometrileri incelendiğinde ise polietilen fiber örgü dokuma (woven), cam ve kuvars fiber tek yönlü (unidirectional) liflerden oluşur. Polietilen fiberin kalınlığındaki ve geometrisindeki bu farklılık, TP değerini etkilemiş olabilir. Özcan ve ark. polietilen (Ribbond THM) ve cam fiberin (EverStick-Net) TP değerlerini inceledikleri çalışmalarında (260) polietilen fiberin TP değerlerinin cam

fiberden yüksek olduğunu rapor etmişlerdir. Çalışmamızda kullandığımız cam fiberin (EverStick C&B) TP değerleri ise polietilenden daha yüksek bulunmuştur. Bu farklılığın nedeni, kullanılan cam fiberlerin farklı kalınlıklarda olması olabilir. (EverStick-Net: 60 μ m, EverStick C&B: 1,5 mm).

Goracci ve ark (261), ϕ ap, fiberin oryantasyonu ve matristeki değişkenliklerin, fiber ve matris arasındaki farklı kırılma indeksi değerlerinin, ışık iletiminde farklılara sebep olduğunu bildirmişler ve cam fiberin kuvars fibere göre ışık iletkenliğinin daha fazla olduğunu rapor etmişlerdir. Çalışmamızın sonuçlarına göre, yaşlandırmadan önceki ve sonraki TP değerleri karşılaştırıldığında, kuvars fiber grubunun TP değerlerinin tüm kalınlıklarda cam fibere göre daha düşük olduğu bulunmuştur. Bunun nedeni kuvars fiber ile cam fiberin farklı yapıları ve kırılma indeksleri arasındaki farklılık olabilir.

Yong Keun Lee ve ark. (262) hızlandırılmış yaşlandırma sonrasında rezin kompozitlerin opaklık ve floresans özelliklerindeki değişiklikleri inceleyerek, yaşlandırma işleminden sonraki TP değerlerini istatistiksel olarak düşük bulduklarını rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde tüm Δ TP değerleri negatif bulunmuştur (Tablo 24). Δ L değerleri incelendiğinde benzer şekilde tüm değerler negatiftir. TP formülasyonunda yer alan L değerlerindeki dikkat çekici düşüş, TP değerlerinin de düşmesine sebep olmuş olabilir.

ISO/TR 28642:2016 standartlarına göre Δ TP₀₀ eşik değerleri algılanabilirlik için 0.6; kabul edilebilirlik için 2.6 olarak belirlenmiştir (191). 2 mm'lik grubun cam örneklerinde algılanabilir eşiğin üstünde Δ TP değerleri görülürken, diğer tüm gruplarda bu değişim algılanabilir eşiğin altındadır (Tablo 24). Cam fiberin yüksek ışık geçirgenliğine sahip olması Δ TP değerinin de daha yüksek olmasına sebep olmuş olabilir.

Çalışmamızın limitasyonları, tek tip anterior kompozit kullanılması, farklı yapıdaki ve tondaki kompozitlerin renge etkisinin incelenmemiş olması ve tek kat fiber kullanılmasıdır. Fiber kalınlığının ve kompozit tonunun rengi etkilediği çalışmalar mevcuttur (242, 251, 259). Aynı fiberin farklı kalınlıklarda kullanılması ve farklı tondaki kompozitlerin kullanımı ile optik özelliklerin ne yönde değişeceği bilinmemektedir.

Translusensi, bitişik ve alttaki diş yapısının tonunun yansımaya izin vererek bu dişlerle renk uyumu sağlanmasına katkıda bulunabilir (254). Bununla birlikte diş desteği olmayan fiber destekli kompozit restorasyonlarda ve dişsiz boşluğun fiber destekli bir köprü ile idamesinde, translusens malzemeler ağız boşluğunun karanlığından güçlü bir

şekilde etkilendiğinden, genellikle çevreleyen dış yapısına kıyasla grimsi bir tonda görülürler ve nispeten zayıf renk eşleşmeleri sağlayabilirler. Çalışmamızın sonuçlarına göre, cam yüksek translusensi özelliği gösterdiği için ince kompozit kalınlığında ağız boşluğunun karanlığını maskeleyemeyebilir. Bu nedenle estetik restorasyonlarda, kontrol grubuna benzer TP'sinden dolayı, düşük kompozit kalınlığında polietilen ve kuvars fiberin kullanımı önerilir; ancak polietilen grubunun renk stabilitesinin düşük olması da göz önünde bulundurulmalıdır.



6.SONUÇ VE ÖNERİLER

Üç farklı tipte fiberin (polietilen yapıda Ribbond THM, cam yapıda EverStick C&B, kuvars yapıda Quartz Splint UD) ve bir kaplama kompozitinin (Estelite Sigma Quick) üç farklı kalınlığının (2 mm, 3mm, 4 mm) translusensi ve renk stabilitesine etkisini incelediğimiz in vitro çalışmanın sonuçlarına göre;

1. Yaşlandırmadan önce ve sonra 2 mm kalınlıkta fiberler arası TP değerleri karşılaştırıldığında anlamlı farklılıklar görülürken, 3 ve 4 mm'de fiberin TP üzerindeki etkisi ortadan kalkmıştır.
2. En yüksek TP₁ değeri istatistiksel olarak anlamlı düzeyde cam fiber grubunun 2 mm kalınlığında görülmüştür. ΔTP değerleri içerisinde yalnızca bu gruptaki değişim algılanabilir eşiğin üstündedir.
3. Yaşlandırmadan önce ve sonra polietilen grubunun TP değeri kontrol ve kuvars grubu ile istatistiksel olarak benzer bulunmuştur.
4. Yaşlandırmadan önce ve sonra tüm kalınlıklarda kuvars fiber, TP değerinin düşmesine ve L değerlerinin artmasına, yani rengin açılmasına sebep olmuştur.
5. Cam ve polietilen fiber L değerlerini düşürerek rengi koyulaştırmıştır.
6. Fiber ilavesi a değerlerinin negatif, yani yeşil yönünde kaymasına ve h değerlerinin artmasına sebep olmuştur.
7. Kalınlık artışı ile translusensi arasında negatif korelasyon bulunmuştur.
8. Polietilen fiber grubunun tüm kalınlıklarındaki renk değişimi kabul edilebilir eşiğin üstündedir.
9. Yaşlandırma işlemi kompozitlerin daha koyu, daha sarı ve daha opak görünmelerine sebep olmuştur.
10. Fiber ilavesi h değerlerini artırarak renk tonunu değiştirmiştir. Restorasyonun nihai rengi planlanırken rengin value, hue, kroma parametreleri birlikte değerlendirilerek fiberin ve kalınlığın etkisi dikkate alınmalıdır.

KAYNAKLAR

1. Frater M, Forster A, Kereszturi M, Braunitzer G., Nagy K. (2014). In vitro fracture resistance of molar teeth restored with a short fibre-reinforced composite material. *ScienceDirect* 21 Nov 2016: 1–8.
2. Sadeghi, M. (2005). Bond strength of glass fiber reinforced composite and base metal frameworks used in resin-bonded fixed partial dentures. *Beheshti Univ Dent J*, 22: 95-9.
3. Fennis, W. M. , Tezvergil, A., Kuijs, R. H., Lassila, L. V., Kreulen, C. M., Creugers, N. H., & Vallittu, P. K. (2005). In vitro fracture resistance of fiber reinforced cuspl-replacing composite restorations. *Dental Materials*, 21(6): 565-572.
4. Sikri V. K. (2010). Color: Implications in dentistry. *Journal of conservative dentistry. JCD*, 13(4): 249–255.
5. Asmussen, E. (1983). Factors affecting the color stability of restorative resins. *Acta Odontologica Scandinavica*, 41(1): 11-18.
6. Bagheri, R., Burrow, M. F., & Tyas, M. (2005). Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *Journal of dentistry*, 33(5): 389-398.
7. Garoushi, S. K., Lassila, L. V., & Vallittu, P. K. (2009). Fibre-reinforced composite in clinical dentistry. *Chinese Journal of Dental Research*, 12(1): 7-10.
8. Uzun, G., Hersek, N., & Tincer, T. (1999). Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81(5): 616-620.
9. Jamshaid, H., Mishra, R., Zeeshan, M., Zahid, B., Basra, S. A., Tichy, M., & Muller, M. (2021). Mechanical Performance of Knitted Hollow Composites from Recycled Cotton and Glass Fibers for Packaging Applications. *Polymers*, 13(14): 23-81.
10. Bocalon, A. C., Mita, D., Narumyia, I., Shouha, P., Xavier, T. A., & Braga, R. R. (2016). Replacement of glass particles by multidirectional short glass fibers in experimental composites: Effects on degree of conversion, mechanical properties and polymerization shrinkage. *Dental Materials*, 32(9): e204-e210.
11. Bowen, R. L. (1963). Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 66(1): 57-64.
12. Newman, G. V., Snyder, W. H., & Wilson Jr, C. E. (1968). Acrylic adhesives for bonding attachments to tooth surfaces. *The Angle Orthodontist*, 38(1): 12-18.
13. Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S (1999). Comparison of polymerization contraction stresses between self- and light-curing composites. *Journal of Dentistry* 27: 383–389.

14. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B (2002). Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *European journal of oral sciences* 110: 471–479.
15. Tayab, T., Shetty, A., & Kayalvizhi, G. (2015). The clinical applications of fiber reinforced composites in all specialties of dentistry an overview. *Int J Compos Mater*, 5(1): 18-24.
16. Gaengler P, Hoyer I, Montag R (2001). Clinical evaluation of posterior composite restorations: the 10-year report. *The journal of adhesive dentistry* 3: 185–94.
17. Floyd, Cynthia JE, and Sabine H. Dickens. "Network structure of Bis-GMA-and UDMA-based resin systems." *Dental Materials* 22.12 (2006): 1143-1149.
18. Uluakay M, İnan H, Yamanel K, Arhun N (2011). Kompozit rezinler ve polimerizasyon büzülmesi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 5(2): 895-902.
19. Wei S, Tang E (1994). Composite Resins: A Review Of The Types, Properties And Restoration Techniques. *Annals of Dentistry* 28–35.
20. S Voruganti, K. (2008). Dental materials: properties and manipulation. *British Dental Journal*, 204(3): 160-160.
21. Peutzfeldt A (1997). Resin composites in dentistry: The monomer systems. *European Journal of Oral Sciences* 105: 97–116.
22. Culbertson BM, Wan , Tong Y. (1997). Preparation and evaluation of visible light-cured multi-methacrylates for dental composites. *Journal of Macromolecular Science - Pure and Applied Chemistry* 34: 2405–2421.
23. Millich F, Jeang L, Eick JD, Chappelow CC, Pinzino CS (1998). Elements of light-cured epoxy-based dental polymer systems. *Journal of Dental Research* 77: 603–608.
24. Tilbrook DA, Clarke RL, Howle NE, Braden M (2000). Photocurable epoxy-polyol matrices for use in dental composites I. *Biomaterials* 21: 1743–1753.
25. Manhart, Juergen, et al. (2000) Mechanical properties of new composite restorative materials. *Journal of Biomedical Materials Research*: 53(4): 353-361.
26. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G (1999). Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dental Materials* 15: 128–137.
27. Xu HHK (1999). Dental composite resins containing silica-fused ceramic single-crystalline whiskers with various filler levels. *Journal of Dental Research* 78: 1304–1311.
28. Nihei T (2016). Dental applications for silane coupling agents. *Journal of Oral Science* 58: 151–155.

29. Söderholm, K. J., & Shang, S. W. (1993). Molecular orientation of silane at the surface of colloidal silica. *Journal of dental research*, 72(6):1050-1054.
30. Klapdohr S, Moszner N (2005). New inorganic components for dental filling composites. *Monatshefte für Chemie* 136: 21–45.
31. Bayne SC (2006). Why are the next steps in biomaterials research so difficult?: Commentary. *Journal of Oral Rehabilitation* 33: 631–633.
32. Pehlivan N., Karacaer Ö. (2014). Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin güçlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica* 31(3): 160-6.
33. Lutz F, Phillips RW (1983). A classification and evaluation of composite resin systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 50: 480–488.
34. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G (1992). A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dental Materials* 8: 310–319.
35. Ferracane, J. L. (1995). Current trends in dental composites. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 6(4): 302-318.
36. Hervas-Garcia A, Martinez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Medicina Oral Patologia*, 11: 215–220.
37. Alrahlah AA (2013). Physical, mechanical and surface properties of dental resin-composites. *Faculty of Medical and Human Sciences* 10028339: 25–42.
38. Riva, Y. R., & Rahman, S. F. (2019, December). Dental composite resin: A review. In AIP Conference Proceedings 020011: 21-93.
39. Altun, C. (2005). Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47(1): 77-82.
40. Sideridou ID (2011). Dental polymer composites. *Encyclopedia of Polymer Composites: Properties, Performance and Applications* 593–619.
41. Yashas Gowda TG, Sanjay MR, Subrahmanya Bhat K, Madhu P, Senthamaraikannan P, Yogesha B (2018). Polymer matrix-natural fiber composites: An overview. *Cogent Engineering* 5: 1–13.
42. Vallittu PK (1999). Prosthodontic treatment with a glass fiber-reinforced resin-bonded fixed partial denture: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry* 82: 132–135.
43. Frydman, G., Levatovsky, S., & Pilo, R. (2013). Fiber reinforced composite posts: literature review. *Refu'at ha-peh veba-shinayim* (1993), 30(3): 6-14.

44. Movahedi N, Linul E (2017). Quasi-static compressive behavior of the ex-situ aluminum-alloy foam-filled tubes under elevated temperature conditions. *Materials Letters* 206: 182–184.
45. Chukov D, Nematulloev S, Torokhov V, Stepashkin A, Sherif G, Tcherdyntsev V (2019). Effect of carbon fiber surface modification on their interfacial interaction with polysulfone. *Results in Physics* 15: 0–3.
46. Zafar, M. S., Amin, F., Fareed, M. A., Ghabbani, H., Riaz, S., Khurshid, Z., & Kumar, N. (2020). Biomimetic aspects of restorative dentistry biomaterials. *Biomimetics*, 5(3): 34- 42.
47. Magne P., Belser U. (2002). Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach Quintessence publishing company (Vol. 28) : 23-57
48. Bazos P., Magne P. (2011). Bio-emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histo-anatomic approach; structural analysis. *Eur J Esthet Dent*, 6(1): 8-19.
49. Tirlet G., Crescenzo H., Crescenzo D., Bazos P. (2014). Ceramic adhesive restorations and biomimetic dentistry: tissue preservation and adhesion. *Int J Esthet Dent*, 9(3): 354-69.
50. Van Dijken JWV, Hasselrot L, Örmén A, Olofsson AL (2001). Restorations with extensive dentin/enamel-bonded ceramic coverage. A 5-year follow-up. *European Journal of Oral Sciences* 109: 222–229.
51. Dailey B, Gateau P, Covo L (2001). The double-inlay technique: A new concept and improvement in design. *Journal of Prosthetic Dentistry* 85: 624–627.
52. Dietschi D, Maeder M, Meyer JM, Holz J (1990). In vitro resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth. *Quintessence International* 21: 823–831.
53. Kubo S, Kawasaki A, Hayashi Y (2011). Factors associated with the longevity of resin composite restorations. *Dental Materials Journal* 30: 374–383.
54. Versluis A, Tantbirojn D, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH (2004). Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration. *Dental Materials* 20: 554–564.
55. Unterbrink GL, Muessner R (1995). Influence of light intensity on two restorative systems. *Journal of Dentistry* 23: 183–189.
56. Bottacchiari S (2017). Composite Inlays and Onlays Structural, Periodontal, and Endodontic Aspects. *Stomatology Edu Journal* 4: 228.
57. Belli, S., Orucoglu, H., Yildirim, C., & Eskitascioglu, G. (2007). The effect of fiber placement or flowable resin lining on microleakage in Class II adhesive restorations. *Journal of Adhesive Dentistry*, 9(2) :175-181.

58. El-Mowafy O, El-Badrawy W, Eltanty A, Abbasi K, Habib N (2007). Gingival microleakage of class II resin composite restorations with fiber inserts. *Operative Dentistry* 32: 298–305.
59. Erkut S, Gulsahi K, Caglar A, Imirzalioglu P, Karbhari VM, Ozmen I (2008). Microleakage in overflared root canals restored with different fiber reinforced dowels. *Operative Dentistry* 33: 96–105.
60. Tezvergil A, Lassila LVJ, Vallittu PK (2003). The effect of fiber orientation on the thermal expansion coefficients of fiber-reinforced composites. *Dental Materials* 19: 471–477.
61. Vallittu PK (2018). An overview of development and status of fiber-reinforced composites as dental and medical biomaterials. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica* 4: 44–55.
62. Tiu J, Belli R, Lohbauer U (2020). Thickness influence of veneering composites on fiber-reinforced systems. *Dental Materials* 37: 477–485.
63. Aniket Kumar¹, Shweta Tekriwal², B. Rajkumar³, Vishesh Gupta⁴ RR (2017). A review on fibre reinforced composite resin. *Language in Society* 46: 257–269.
64. Rajak D. K., Pagar D., Menezes P., Linul E. (2019). Fiber-reinforced polymer composites: Manufacturing, properties, and applications. *Polymers*, 11(10), 1667.
65. Goldstein, R. E., Chu, S. J., Lee, E. A., & Stappert, C. F. (Eds.). (2018). *Ronald E. Goldstein's Esthetics in Dentistry* John Wiley & Sons: 580-609.
66. Vallittu, P., & Özcan, M. (Eds.). (2017). *Clinical guide to principles of fiber-reinforced composites in dentistry* Woodhead Publishing Sayfa: 35-53.
67. Larson WR, Dixon DL, Aquilino SA, Clancy JMS (1991). The effect of carbon graphite fiber reinforcement on the strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 66: 816–820.
68. Ramos V, Runyan DA, Christensen LC (1996). The effect of plasma-treated polyethylene fiber on the fracture strength of polymethyl methacrylate. *Journal of Prosthetic Dentistry* 76: 94–96.
69. Jahanbin, A., Shahabi, M., Ahrari, F., Bozorgnia, Y., Shajiei, A., Shafaei, H., & Afshari, J. T. (2015). Evaluation of the cytotoxicity of fiber reinforced composite bonded retainers and flexible spiral wires retainers in simulated high and low cariogenic environments. *Journal of orthodontic science*, 4(1): 13.
70. Cogswell, F. N. (2013). Thermoplastic aromatic polymer composites: a study of the structure, processing and properties of carbon fibre reinforced polyetheretherketone and related materials Elsevier Sayfa: 222-228
71. Homsy CA (1970). Bio Compatibility in selection of materials for implantation. *Journal of Biomedical Materials Research* 4: 341–356.

72. Goldberg, A. J., & Burstone, C. J. (1992). The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dental Materials*, 8(3): 197-202.
73. Deboer J (1951). The effect of carbon fiber orientation on the fatigue resistance and bending properties of two denture resins. *Revista odontologica do Parana* 73: 317–318.
74. Vallittu PK (1997). Glass fiber reinforcement in repaired acrylic resin removable dentures: Preliminary results of a clinical study. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)* 28: 39–44.
75. Murphy J (1998). *The Reinforced Plastics Handbook* Elsevier; Sayfa: 72-73
76. Sidoli GE, King PA, Setchell DJ (1997). An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *Journal of Prosthetic Dentistry* 78: 5–9.
77. Raygot CG, Chai J, Jameson DL (2001). Fracture resistance and primary failure mode of endodontically treated teeth restored with a carbon fiber-reinforced resin post system in vitro. *The International journal of prosthodontics* 14: 141–5.
78. Mullarky, R. H. (1985). Aramid fiber reinforcement of acrylic appliances. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 19(9): 655-658.
79. Clyne, T. W., & Hull, D. (2019). An introduction to composite materials. Cambridge university press Sayfa:39-59
80. Lee KP, Kelly DP, Kennedy GL (1983). Pulmonary response to inhaled Kevlar aramid synthetic fibers in rats. *Toxicology and Applied Pharmacology* 71: 242–253.
81. Miletic, V. (Ed.). (2018). *Dental composite materials for direct restorations*. Springer International Publishing; Sayfa:119-128.
82. Koutayas SO, Kern M, Ferraresso F, Strub JR (2000). Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: an in vitro study in a dual-axis chewing simulator. *The Journal of prosthetic dentistry* 83: 540–547.
83. Garoushi S (2018). Fiber-Reinforced Composites. *Dental Composite Materials for Direct Restorations* Sayfa: 119-128.
84. Khan AS, Azam MT, Khan M, Mian SA, Rehman IU (2015). An update on glass fiber dental restorative composites: A systematic review. *Materials Science and Engineering C* 47: 26–39.
85. Vallittu PK (1998). Compositional and weave pattern analyses of glass fibers in dental polymer fiber composites. *Journal of Prosthodontics* 7: 170–176.
86. Loewenstein, K. L. (1975). The manufacture of continuous glass fibres. *Platin Met Rev*, 19: 84-87.

87. Kolesov YI, Kudryavtsev MY, Mikhailenko NY (2001). Types and compositions of glass for production of continuous glass fiber (review). *Glass and Ceramics (English translation of Steklo i Keramika)* 58: 197–202.
88. Jones, F. R., & Huff, N. T. (2018). The structure and properties of glass fibers. In *Handbook of Properties of Textile and Technical Fibres* (pp. 757-803). Woodhead Publishing.
89. Yalçın, G., & Nalbant, A. D. Fiberle Güçlendirilmiş Adeziv Köprüler Ve Uygulama Yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1: 43 - 48.
90. Prashanth, S., Subbaya, K. M., Nithin, K., & Sachhidananda, S. (2017). Fiber reinforced composites-a review. *J. Mater. Sci. Eng*, 6(03): 2-6.
91. Rosato, Donald V and Rosato D V (2004). *Reinforced Plastics Handbook* Elsevier; Sayfa: 41–44
92. Eskitaşcioğlu, G, & Belli, S. (2002). Use of a bondable reinforcement fiber for post-and-core buildup in an endodontically treated tooth: A case report. *Quintessence international*, Jul-Aug;33(7):549-51.
93. Terry D A, Triolo P T SEJ (2001). Fabrication of Direct Fiber-Reinforced Posts: a structural design concept. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 13(4):228-40.
94. Rose RM, Crugnola A, Ries M, Cimino WR, Paul I, Radin EL (1979). On the origins of high in vivo wear rates in polyethylene components of total joint prostheses. *Clinical Orthopaedics and Related Research* No. 145: 277–286.
95. Braden, M., Davy, K. W., Parker, S., Ladizesky, N. H., & Ward, I. M. (1988). Denture base poly (methyl methacrylate) reinforced with ultra-thin modulus polyethylene fibers. *British dental journal*, 164(4): 109-113.
96. Tanner J, Carlén A, Söderling E, Vallittu PK (2003). Adsorption of Parotid Saliva Proteins and Adhesion of Streptococcus Mutans ATCC 21752 to Dental Fiber-Reinforced Composites. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials* 66: 391–398.
97. Tanner J, Robinson C, Söderling E, Vallittu P (2005). Early plaque formation on fibre-reinforced composites in vivo. *Clinical Oral Investigations* 9: 154–160.
98. Lassila LVJ, Tezvergil A, Lahdenperä M, Alander P, Shinya A, Shinya A, Vallittu PK (2005). Evaluation of some properties of two fiber-reinforced composite materials. *Acta Odontologica Scandinavica* 63: 196–204.
99. Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Goldberg AJ (1998). Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. *The Journal of prosthetic dentistry* 80: 311–318.
100. Ganesh M, Tandon S (2006). Versatility of ribbond in contemporary dental practice. *Trends in Biomaterials and Artificial Organs* 20: 53–58.

101. Mito, R. S., Caputo, A. A., & James, D. F. (1991). Load transfer to abutment teeth by two non-metal adhesive bridges. *Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD*, 3(7): 31-37.
102. Miller TE, Hakimzadeh F, Rudo DN (1995). Immediate and indirect woven polyethylene ribbon-reinforced periodontal-prosthetic splint: A case report. *Quintessence international* 26: 267–26771.
103. Miller, T. E. (1993). A new material for periodontal splinting and orthodontic retention. *Compendium (Newtown, Pa.)*, 14(6): 800-802.
104. Tezvergil A, Lassila LVJ, Vallittu PK (2005). The shear bond strength of bidirectional and random-oriented fibre-reinforced composite to tooth structure. *Journal of Dentistry* 33: 509–516.
105. Sperling, L. H., & Hu, R. (2014). Polymer Blends Handbook. Interpenetrating polymer networks polysaccharide hydrogels for drug delivery and tissue engineering. *Adv Drug Deliv Rev*, 65: 1172-1187.
106. Frese C, Decker C, Rebholz J, Stucke K, Staehle HJ, Wolff D (2014). Original and repair bond strength of fiber-reinforced composites in vitro. *Dental Materials* 30: 456–462.
107. Mannocci F, Sherriff M, Watson TF, Vallittu PK (2005). Penetration of bonding resins into fibre-reinforced composite posts: A confocal microscopic study. *International Endodontic Journal* 38: 46–51.
108. Matinlinna, J. P., Dahl, J. E., Lassila, L. V., & Vallittu, P. K. (2007). The effect of trialkoxysilane coupling agent coatings on E glass fibres on flexural properties of fibre reinforced composite. *Silanes and other coupling agents*, 4: 83-97.
109. Takagi K, Fujimatsu H, Usami H, Ogasawara S (2012). Adhesion between high strength and high modulus polyethylene fibers by use of polyethylene gel as an adhesive. *Journal of adhesion science and technology* 10(9): 869-882.
110. Dodson RF, Atkinson Ã, Levin JL (2003). Asbestos Fiber Length as Related to Potential Pathogenicity : A Critical Review Sep;44(3):291-7.
111. Ellakwa AE, Shortall AC (2002). Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite Nov;88(5):485-90.
112. Vallittu PK (2009). Interpenetrating Polymer Networks (IPNs) in. *Journal of Adhesion Science and Technology* 23: 961–972.
113. Kallio, T. T., Lastumäki, T. M., & Vallittu, P. K. (2001). Bonding of restorative and veneering composite resin to some polymeric composites. *Dental Materials*, 17(1): 80-86.
114. Vallittu PK (2013). Fibre-reinforced composites (FRCs) as dental materials. In *Non-Metallic Biomaterials for Tooth Repair and Replacement* Woodhead Publishing Sayfa: 352–374.

115. Vallittu PK (1997). Oxygen inhibition of autopolymerization of polymethylmethacrylate – glass fibre composite. *Journal Of Materials Science: Materials In Medicine* 8: 489–493.
116. Panthapulakkal, S., Raghunanan, L., Sain, M., KC, B., & Tjong, J. (2017). Natural fiber and hybrid fiber thermoplastic composites: advancements in lightweighting applications. In *Green Composites* Woodhead Publishing Sayfa: 39-72.
117. Nair, A. B., & Joseph, R. (2014). Eco-friendly bio-composites using natural rubber (NR) matrices and natural fiber reinforcements. In *Chemistry, manufacture and applications of natural rubber* Woodhead Publishing Sayfa: 249-283.
118. By Bhagwan D. Agarwal and Lawrence J. Broutman. John Wiley & Sons, Inc. N (1934). Analysis and Performance of Fiber Composites. *Nature* 134: 931–931.
119. Vallittu PK (1998). The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture. *Journal of Prosthetic Dentistry* 79: 125–130.
120. Garoushi, S. K., Lassila, L. V., & Vallittu, P. K. (2009). Fibre-reinforced composite in clinical dentistry. *Chinese Journal of Dental Research*, 12(1): 7.
121. Kruzic JJ, Arsecularatne JA, Tanaka CB, Hoffman MJ, Cesar PF (2018). Recent advances in understanding the fatigue and wear behavior of dental composites and ceramics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 88: 504–533.
122. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila L (2012). Effect of Short Fiber Fillers on the Optical Properties of Composite Resins. *Journal of Materials Science Research* 1: 174–180.
123. Garoushi, S., Vallittu, P. K., & Lassila, L. (2017). Mechanical properties and wear of five commercial fibre-reinforced filling materials. *Chin J Dent Res* 20(3): 137-143.
124. Shouha, P. S., & Ellakwa, A. E. (2017). Effect of short glass fibers on the polymerization shrinkage stress of dental composite. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 105(7): 1930-1937.
125. Riva, Y. R., & Rahman, S. F. (2019, December). Dental composite resin: A review. In *AIP Conference Proceedings* (Vol. 2193, No. 1, p. 020011). AIP Publishing LLC.
126. Kuzu, E. (2021). Termoplastik malzemeler için elyaf uyumlaştırma sistemleri ve lif/matris ara yüzey performansının incelenmesi. Yayınlanmamış yüksek lisans tezi. Bursa Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
127. Vallittu, P. K. (2015). High-aspect ratio fillers: fiber-reinforced composites and their anisotropic properties. *Dental materials* 31(1): 1-7.
128. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L (2013). Physical properties and depth of cure of a new short fiber. *Dental Materials* 29: 835–841.

129. Garoushi SK, Hatem M, Lassila LVJ, Vallittu PK (2015). The effect of short fiber composite base on microleakage and load-bearing capacity of posterior restorations. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica* 1: 6–12.
130. Tiu J, Belli R, Lohbauer U (2020). Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials Rising R-curves in particulate / fiber-reinforced resin composite layered systems. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 103: 103537.
131. Al Sunbul, H., Silikas, N., & Watts, D. C. (2016). Surface and bulk properties of dental resin-composites after solvent storage. *Dental Materials* 32(8): 987-997.
132. Garoushi S, Vallittu PK, Watts DC, Lassila LVJ (2007). Polymerization shrinkage of experimental short glass fiber-reinforced composite with semi-inter penetrating polymer network matrix *Dental Materials*. 2008 Feb;24(2):211-5.
133. Vallittu, P. K. (1994). Acrylic resin-fiber composite—Part II: The effect of polymerization shrinkage of polymethyl methacrylate applied to fiber roving on transverse strength. *The Journal of prosthetic dentistry* 71(6): 613-617.
134. Vallittu PK (1993). Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibres and acrylic denture base material. *Journal of Oral Rehabilitation* 20: 533–539.
135. Lassila LVJ, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu PK (2004). Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dental Materials* 20: 29–36.
136. Mosharraf R, Torkan S (2012). Fracture Resistance of Composite Fixed Partial Dentures Reinforced with Pre-impregnated and Non-impregnated Fibers. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects* 6: 12–126.
137. Ellakwa AE, Shortall AC, Shehata MK, Marquis PM (2001). The influence of fibre placement and position on the efficiency of reinforcement of fibre reinforced composite bridgework. *Journal of Oral Rehabilitation* 28: 785–791.
138. Uzun G, Keyf F (2003). The effect of fiber reinforcement type and water storage on strength properties of a provisional fixed partial denture resin. *Journal of Biomaterials Applications* 17: 277–286.
139. Juloski J, Giovannetti A (2013). Shear Bond Strength to Enamel and Flexural Strength of Different Fiber-reinforced Composites. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2013 Apr;15(2):123-30.
140. Vallittu, P. K. (1999). Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *The Journal of prosthetic dentistry* 81(3): 318-326.
141. Miettinen VM, Vallittu PK (1997). Water sorption and solubility of glass fiber-reinforced denture polymethyl methacrylate resin. *Journal of Prosthetic Dentistry* 77: 531–534.

142. T.M. Lastumaki, L.V.J. Lassila, P.K. Vallittu (2003). The semi-interpenetrating polymer network matrix of fiber-reinforced composite and its effect on the surface adhesive properties. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 14: 803–809.
143. Vallittu PK, Sevelius C (2000). Resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures: A clinical study. *Journal of Prosthetic Dentistry* 84: 413–418.
144. Edelhoff D, Spiekermann H, Yildirim M (2001). Metal-free inlay-retained fixed partial dentures. *Quintessence international* 32: 269–81.
145. Butterworth CJ (2003). Fibre-Reinforced Composites in Restorative Dentistry. *Dental update* 30(6): 300–306.
146. Güngör H, Tosun Baran İ., Keçeli H.G (2017). Fiber reinforced adhesive bridges : report of three cases. *Turkish Journal of Clinics and Laboratory* 8: 211–216.
147. Piovesan EM, Demarco FF, Piva E (2006). Fiber-Reinforced Fixed Partial Dentures: a Preliminary Retrospective Clinical Study Próteses Parciais Fixas Reforçadas Por Fibras: Um Estudo Clínico Retrospectivo Preliminar. *J Appl Oral Sci* 14: 96015–560.
148. Chafaie A, Dahan S, Le Gall M (2013). Bridge anterior en composite fibre en traumatologie pediatrique: considerations cliniques. *International Orthodontics* 11: 445–456.
149. Khetarpal A, Talwar S, Verma M (2013). Creating a single-visit, fibre-reinforced, composite resin bridge by using a natural tooth pontic: A viable alternative to a PFM bridge. *Journal of Clinical and Diagnostic Research* 7: 772–775.
150. Freilich, M. A., Duncan, J. P., Meiers, J. C., & Goldberg, A. J. (1998). Preimpregnated, fiber-reinforced prostheses. Part I. Basic rationale and complete-coverage and intracoronal fixed partial denture designs. *Quintessence international*, Nov;29(11):689-96.
151. Ahlstrand, W. M., & Finger, W. J. (2002). Direct and indirect fiber-reinforced fixed partial dentures. *Quintessence international* May;33(5):359-65.
152. Garoushi, S. K., Lassila, L. V., & Vallittu, P. K. (2007). Direct composite resin restoration of an anterior tooth: effect of fiber-reinforced composite substructure. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 15(2), 61-66.
153. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Eckrote KA, Goldberg AJ (2002). Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. *Journal of the American Dental Association* 133: 1524–1534.
154. Vallittu PK (2004). Survival rates of resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures with a mean follow-up of 42 months: A pilot study. *Journal of Prosthetic Dentistry* 91: 241–246.

155. Van Heumen CCM, Tanner J, Van Dijken JWV, Pikaar R, Lassila LVJ, Creugers NHJ, Vallittu PK, Kreulen CM (2010). Five-year survival of 3-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures in the posterior area. *Dental Materials* 26: 954–960.
156. Garoushi S, Lassila LVJ, Tezvergil A, Vallittu PK (2007). Static and fatigue compression test for particulate filler composite resin with fiber-reinforced composite substructure. *Dental Materials* 23: 17–23.
157. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LVJ (2007). Use of short fiber-reinforced composite with semi-interpenetrating polymer network matrix in fixed partial dentures. *Journal of Dentistry* 35: 403–408.
158. Garoushi S, Lassila LVJ, Tezvergil A, Vallittu PK (2006). Load bearing capacity of fibre-reinforced and particulate filler composite resin combination. *Journal of Dentistry* 34: 179–184.
159. Fokkinga WA, Kreulen CM, Vallittu PK, Creugers NHJ (2004). A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. *The International journal of prosthodontics* 17: 476–82.
160. Mitov G, Dörr M, Nothdurft FP, Draenert F, Pospiech PR (2015). Post-endodontic treatment of incisors and premolars among dental practitioners in Saarland: an interactive Web-based survey. *Clinical Oral Investigations* 19: 1029–1037.
161. Abu-Hanna, A. A., & Mjor, I. A. (2004). Resin composite reinforcement of undermined enamel. *Operative Dentistry* 29(2): 234-237.
162. Duret, B., Duret, F., & Reynaud, M. (1996). Long-life physical property preservation and postendodontic rehabilitation with the Composipost. *Compendium of continuing education in dentistry*.(Jamesburg, NJ: 1995). Supplement, (20), S50-6.
163. Purton DG, Payne JA (1996). Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)* 27: 93–7.
164. Bernal, G., Carvajal, J. C., & Muñoz-Viveros, C. A. (2002). Clinical management of mobile teeth. *J contemp dent pract*, 4(3): 10-22.
165. Forabosco, A., Grandi, T., & Cotti, B. (2006). The importance of splinting of teeth in the therapy of periodontitis. *Minerva stomatologica*, 55(3), 87-97.
166. Hallmon, W. W., & Harrel, S. K. (2004). Occlusal analysis, diagnosis and management in the practice of periodontics. *Periodontology* 34(1): 151-164.
167. Berthold, C., Thaler, A., & Petschelt, A. (2009). Rigidity of commonly used dental trauma splints. *Dental Traumatology*, 25(3):248-255.

168. Fouad, A. F., Abbott, P. V., Tsilingaridis, G., Cohenca, N., Lauridsen, E., Bourguignon, C., & Levin, L. (2020). International Association of Dental Traumatology guidelines for the management of traumatic dental injuries: 2. Avulsion of permanent teeth. *Dental traumatology* 36(4): 331-342.
169. Tokajuk, G., Pawińska, M., Stokowska, W., Wilczko, M., & Kedra, B. A. (2006). The clinical assessment of mobile teeth stabilization with Fibre-Kor. *Advances in medical sciences*, 51: 225-226.
170. Brägger, U., Hirt B., & Lang, N. P. (2011). Complication and failure rates of fixed dental prostheses in patients treated for periodontal disease. *Clinical oral implants research*, 22(1): 70-77.
171. Berns, R. S., & Reiman, D. M. (2002). Color managing the third edition of Billmeyer and Saltzman's Principles of Color Technology. *Color Research & Application*: 27(5): 360-373.
172. Moroney, N., Fairchild, M. D., Hunt, R. W., Li, C., Luo, M. R., & Newman, T. (2002, January). The Tenth Color Imaging Conference: Color Science and Engineering Systems, Technologies, Applications, CIC 2002, November 12, 2002, Scottsdale, Arizona, USA.
173. Miara, P., Touati, B., Nathanson, D., & Giordano, R. (1998). Esthetic dentistry and ceramic restorations. CRC Press.
174. Aschheim, K. W., & Singer, B. A. (2015). Fundamentals of esthetics and smile analysis. In *Esthetic Dentistry* Mosby Sayfa:38-54.
175. Kuehni, R. G. (2002). The early development of the Munsell system. *Color Research & Application* 27(1):20-27.
176. Rajan, N., Rajan, A., Singh, G., & Jindal, L. (2020). Shade Selection–Basic for Esthetic Dentistry: Literature Review. *International Journal of Contemporary Research and Review*, 11(09): 20863–20868.
177. Terry DA, Geller W, Tric O, Tourville M, Ii CDT (2002). Anatomical form defines color: function, form, and aesthetics. *Pract Proced Aesthet Dent*. Jan-Feb;14(1):59-67
178. Luo XP, Zhang L (2010). Effect of Veneering Techniques on Color and Translucency of Y-TZP. *Journal of Prosthodontic* Aug;19(6):465-70.
179. Dozic A, Voit NFA, Zwartser R, Khashayar G, Aartman I (2010). Color coverage of a newly developed system for color determination and reproduction in dentistry. *Journal of Dentistry* 38: e50–e56.
180. Hasegawa, A., Ikeda, I., & Kawaguchi, S. (2000). Color and translucency of in vivo natural central incisors. *The Journal of prosthetic dentistry* 83(4): 418-423.

181. Schmeling M, De Andrada MAC, Maia HP, De Araújo EM (2012). Translucency of value resin composites used to replace enamel in stratified composite restoration techniques. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 24: 53–58.
182. Johnston WM, Ma T, Kienle BH (2015). Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *The International journal of prosthodontics* 8: 79–86.
183. Del Mar Pérez M, Saleh A, Pulgar R, Paravina RD (2009). Light polymerization-dependent changes in color and t ranslucency of resin composites. *American Journal of Dentistry* 22: 97–101.
184. Rosenstiel, S., & Land, M. (2015). Contemporary fixed prosthodontics-e-book. Elsevier Health Sciences Sayfa: 624-647.
185. Fondriest, J. (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 23(5): 467-480.
186. Chu, S. J., Paravina, R. D., Sailer, I., & Mieleszko, A. J. (2017). *Color in dentistry: a clinical guide to predictable esthetics*. Hanover Park (IL): Quintessence Publishing.
187. Chu, S. J., Trushkowsky, R. D., & Paravina, R. D. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of dentistry* 38: e2-e16.
188. Gómez-Polo C, Muñoz MP, Lorenzo Luengo MC, Vicente P, Galindo P, Martín Casado AM (2016). Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *Journal of Prosthetic Dentistry* 115: 65–70.
189. del Mar Perez, M., Ghinea, R., Herrera, L. J., Ionescu, A. M., Pomares, H., Pulgar, R., & Paravina, R. D. (2011). Dental ceramics: a CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. *Journal of Dentistry*, 39:e37-e44.
190. Ghinea, R., Pérez, M. M., Herrera, L. J., Rivas, M. J., Yebra, A., & Paravina, R. D. (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of dentistry*, 38: e57-e64.
191. Salas M, Lucena C, Javier L, Yebra A, Della A, Pérez MM (2018). Translucency thresholds for dental materials. *Dental Materials* 34: 1168–1174.
192. Dentistry — Guidance on colour measurement (2016). *Technical Report ISO/TR 28642* 2016.
193. Paravina, R. D., Ghinea, R., Herrera, L. J., Bona, A. D., Igiel, C., Linninger, M., ... & Mar Perez, M. D. (2015). Color difference thresholds in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27:S1-S9.

194. Okubo, S. R., Kanawati, A., Richards, M. W., & Childressd, S. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of prosthetic dentistry*, 80(6), 642-648.
195. Trakyalı G (2013). Diş Rengi Belirlenmesinde Kullanılan Yöntemler Methods Used For Tooth Color Determination. *EÜ Dişhek Fak Derg* 34: 1–10.
196. Joiner, A. (2004). Tooth colour: a review of the literature. *Journal of dentistry* 32:3-12.
197. Ristic, I., Stankovic, S., & Paravina, R. D. (2016). Influence of color education and training on shade matching skills. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 28(5), 287-294.
198. Chu, S. J., Trushkowsky, R. D., & Paravina, R. D. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of dentistry* 38:e2-e16.
199. Chen, H., Huang, J., Dong, X., Qian, J., He, J., Qu, X., & Lu, E. (2012). A systematic review of visual and instrumental measurements for tooth shade matching. *Quintessence Int.* Sep;43(8):649-59.
200. Odaira C, Itoh S, Ishibashi K (2011). Clinical evaluation of a dental color analysis system : The Crystaleye Spectrophotometer. *Journal of Prosthodontic Research* 55: 199–205.
201. Alshiddi, I. F., & Richards, L. C. (2015). A comparison of conventional visual and spectrophotometric shade taking by trained and untrained dental students. *Australian dental journal*, 60(2):176-181.
202. Yuan, K., Sun, X., Wang, F., Wang, H., & Chen, J. H. (2012). In vitro and in vivo evaluations of three computer-aided shade matching instruments. *Operative dentistry* 37(3): 219-227.
203. Sarafianou A, Kamposiora P, Papavasiliou G (2012). Matching repeatability and interdevice agreement of 2 intraoral spectrophotometers. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 107: 178–185.
204. Goldstein, G. R., & Schmitt, G. W. (1993). Repeatability of a specially designed intraoral colorimeter. *The Journal of prosthetic dentistry*, 69(6): 616-619.
205. Westland, S., Luo, W., Ellwood, R., Brunton, P., & Pretty, I. (2007). Colour assessment in dentistry. *Annals of the BMVA*, 2007(4): 1-10.
206. Yılmaz, K., Gonuldas, F., & Ozturk, C. (2014). The effect of repeated firings on the color change of dental ceramics using different glazing methods. *The journal of advanced prosthodontics*, 6(6):427-433.

207. Milovanovic B, Tomovic V, Djekic I, Solowiej BG, Lorenzo JM, Barba FJ, Tomasevic I (2021). Color assessment of the eggs using computer vision system and Minolta colorimeter. *Journal of Food Measurement and Characterization* 15: 5097–5112.
208. Azer SS, Rosenstiel SF, Seghi RR, Johnston WM (2008). Effect of substrate shades on the color of ceramic laminate veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 106: 179–183.
209. Llana C, Lozano E, Amengual J, Forner L. (2011). Reliability of two color selection devices in matching and measuring tooth color. *J Contemp Dent Pract.* Jan 1;12(1):19-23.
210. Kim J, Ko K, Huh Y (2020). Effects of the Thickness Ratio of Zirconia – Lithium Disilicate Bilayered Ceramics on the Translucency and Flexural Strength. *Journal of Prosthodontics* 29: 334–340.
211. Joiner, A., & Luo, W. (2017). Tooth colour and whiteness: A review. *Journal of dentistry*, 67: S3-S10.
212. Wee, A. G., Lindsey, D. T., Kuo, S., & Johnston, W. M. (2006). Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dental Materials*, 22(6): 553-559.
213. Guan, Y. H., Lath, D. L., Lilley, T. H., Willmot, D. R., Marlow, I., & Brook, A. H. (2005). The measurement of tooth whiteness by image analysis and spectrophotometry: a comparison. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(1): 7-15.
214. Brook, A. H., Smith, R. N., & Lath, D. J. (2007). The clinical measurement of tooth colour and stain. *International dental journal*, 57(5): 324-330.
215. Sagel, P. A., & Gerlach, R. W. (2007). Application of digital imaging in tooth whitening randomized controlled trials. *American journal of dentistry*, 20:7A-14A.
216. Carney MN, Johnston WM (2016). A novel regression model from RGB image data to spectroradiometric correlates optimized for tooth colored shades. *Journal of Dentistry* 51: 45–48.
217. Carney, M. N., & Johnston, W. M. (2017). The development of a novel shade selection program for fixed shade translucent dental materials. *Journal of dentistry*, 62: 81-84.
218. Oskoe, S. K., Drummond, J. L., & Rockne, K. J. (2019). The effect of esterase enzyme on aging dental composites. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 107(6): 2178-2184.
219. Di Giuseppe, M., Law, N., Webb, B., Macrae, R. A., Liew, L. J., Sercombe, T. B., & Doyle, B. J. (2018). Mechanical behaviour of alginate-gelatin hydrogels for 3D bioprinting. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 79, 150-157.

220. Morresi, A. L., D'Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D'Arcangelo, C., & Monaco, A. (2014). Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 29:295-308.
221. Aurélio M, Melo V De (2011). Effects of different surface treatments and accelerated artificial aging on the bond strength of composite resin repairs. *Braz Oral Res* 25: 485–491.
222. Al-Turki, L. I., Drummond, J. L., Agojci, M., Gosz, M., Tyrus, J. M., & Lin, L. (2007). Contact versus flexure fatigue of a fiber-filled composite. *Dental Materials*, 23(5): 648-653.
223. Özcan, M., Barbosa, S. H., Melo, R. M., Galhano, G. A. P., & Bottino, M. A. (2007). Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions. *Dental Materials*, 23(10):1276-1282.
224. Powers, J. M., Dennison, J. B., & Koran, A. (1978). Color stability of restorative resins under accelerated aging. *Journal of dental research*, 57(11-12): 964-970.
225. Feller, R. L. (1995). *Accelerated aging: photochemical and thermal aspects*. Getty Publications Sayfa:91-100.
226. Schneider LFJ, Pfeifer CSC, Consani S, Prahl SA, Ferracane JL (2008). Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites. *Dental Materials* 24: 1169–1177.
227. Huang M, Thompson VP, Rekow ED, Soboyejo WO (2008). Modeling of water absorption induced cracks in resin-based composite supported ceramic layer structures. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials* 84: 124–130.
228. Ruyter, I. E., Nilner, K., & Möller, B. (1987). Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dental Materials*, 3(5): 246-251.
229. Sharma, G., Wu, W., & Dalal, E. N. (2005). The CIEDE2000 color -difference formula: Implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. *Color Research & Application* 30(1): 21-30.
230. Saraç, D., Saraç, Ş., Külünk, Ş., Kural, Ç., & Külünk, T. (2006). Farklı inorganik doldurucu içerikli kompozit rezinlerin renk sabitliği üzerinde polisaj yöntemlerinin ve yüzey verniği uygulamasının etkisi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 23(3): 169-175.
231. Saygili, G., Şahmali, S., & Demirel, F. (2006). Colour stability of porcelain repair materials with accelerated ageing. *Journal of oral rehabilitation*, 33(5): 387-392.
232. Garoushi, S., & Vallittu, P. (2006). Fiber-reinforced composites in fixed partial dentures. *Libyan Journal of Medicine*, 1(1): 73-82.

233. Arikawa, H., Fujii, K., Kanie, T., & Inoue, K. (1998). Light transmittance characteristics of light-cured composite resins. *Dental Materials*, 14(6): 405-411.
234. Douglas, R. D. (1997). Precision of in vivo colorimetric assessments of teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*, 77(5): 464-470.
235. Tung, F. F., Goldstein, G. R., Jang, S., & Hittelman, E. (2002). The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(6): 585-590.
236. Kamishima, N., Ikeda, T., & Sano, H. (2005). Color and translucency of resin composites for layering techniques. *Dental materials journal*, 24(3): 428-432.
237. Lee, Y. K., & Powers, J. M. (2007). Influence of background color on the color changes of resin composites after accelerated aging. *American journal of dentistry*, Feb;20(1):27-30.
238. Park, J. H., Lee, Y. K., & Lim, B. S. (2006). Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *The Journal of prosthetic dentistry*, 96(6): 402-411.
239. Curd, F. M., Jasinevicius, T. R., Graves, A., Cox, V., & Sadan, A. (2006). Comparison of the shade matching ability of dental students using two light sources. *The Journal of prosthetic dentistry*, 96(6): 391-396.
240. Lee, Y. K., Lu, H., & Powers, J. M. (2006). Changes in opalescence and fluorescence properties of resin composites after accelerated aging. *Dental Materials*, 22(7): 653-660.
241. Heydecke G, Zhang F, Razzoog ME (2001). In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *Journal of Prosthetic Dentistry* 85: 551–557.
242. Sampath S, Ramachandra GS (2007). Effects of glass fibers on light transmittance and color of fiber-reinforced composite *Dental Materials* 24(1): 34–38.
243. Tuncdemir AR, Aykent F (2012). Effects of fibers on the color change and stability of resin composites after accelerated aging. *Dent Mater Journal* 31: 872–878.
244. Turgut S, Bagis B (2011). Color stability of laminate veneers : An in vitro study. *Journal of Dentistry* 39: e57–e64.
245. Tabatabaei, M. H., Farahat, F., Ahmadi, E., & Hassani, Z. (2016). Effect of accelerated aging on color change of direct and indirect fiber-reinforced composite restorations. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)* Jun;13(3):168-175.
246. Tayab, T., Shetty, A., & Kayalvizhi, G. (2015). The clinical applications of fiber reinforced composites in all specialties of dentistry an overview. *Int J Compos Mater*, 5(1): 18-24.
247. Shamszadeh, S., Sheikh-Al-Eslamian, S. M., Hasani, E., Abrandabadi, A. N., & Panahandeh, N. (2016). Color stability of the bulk-fill composite resins with different thickness in response to coffee/water immersion. *International journal of dentistry* 2016;2016:7186140.

248. Vichi, A., Fraioli, A., Davidson, C. L., & Ferrari, M. (2007). Influence of thickness on color in multi-layering technique. *Dental Materials*, 23(12), 1584-1589.
249. Alp, G., Subaşı, M. G., Seghi, R. R., Johnston, W. M., & Yilmaz, B. (2018). Effect of shading technique and thickness on color stability and translucency of new generation translucent zirconia. *Journal of dentistry*, 73, 19-23.
250. Ardu, S., Rossier, I., Di Bella, E., Krejci, I., & Dietschi, D. (2019). Resin composite thickness' influence on L* a* b* coordinates and translucency. *Clinical oral investigations*, 23(4), 1583-1586.
251. Pop H. (2021). The effects of thickness and shade on translucency parameters of contemporary, esthetic dental ceramics. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* Jul;33(5):795-806. -Ciutrla, I. S.
252. Lee Y (2006). Influence of scattering / absorption characteristics on the color of resin composites. *Dental Materials* 23(1): 124–131.
253. Johnston, W. M., & Reisbick, M. H. (1997). Color and translucency changes during and after curing of esthetic restorative materials. *Dental Materials*, 13(2): 89-97.
254. Yu B, Lee Y (2008). Influence of color parameters of resin composites on their translucency. *Dental Materials* 4: 1236–1242.
255. Le Bell, A. M., Tanner, J., Lassila, L. V., Kangasniemi, I., & Vallittu, P. K. (2003). Depth of light-initiated polymerization of glass fiber-reinforced composite in a simulated root canal. *International Journal of Prosthodontics*, Jul-Aug;16(4):403-8.
256. Lehtinen J, Laurila T, Lassila LVJ, Vallittu PK (2008). Optical characterization of bisphenol-A- glycidylmethacrylate – triethyleneglycoldimethacrylate (BisGMA / TEGDMA) monomers and copolymer. *Dental Materials*, 24(10): 1324–1328.
257. Mangoush, E., Säilynoja, E., Prinssi, R., Lassila, L., Vallittu, P. K., & Garoushi, S. (2017). Comparative evaluation between glass and polyethylene fiber reinforced composites: A review of the current literature. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 9(12), e1408.
258. Tuncdemir, A. R., & Güven, M. E. (2018). Effects of fibers on color and translucency changes of bulk-fill and anterior composites after accelerated aging. *BioMed research international* Jan 28;2018:2908696.
259. Nakamura, T., Tanaka, H., Kawamura, Y., & Wakabayashi, K. (2004). Translucency of glass fiber-reinforced composite materials. *Journal of dental rehabilitation*, 31(8): 817-821.
260. Karatas, O., Bilgic, R., Gul, P., & Ilday, N. O. (2020). Comparison of translucency and flexural strength of fiber-reinforced composite resin materials. *Annals of Medical Research*, 27(12): 3254-3259.

261. Goracci, C., Corciolani, G., Vichi, A., & Ferrari, M. (2008). Light-transmitting ability of marketed fiber posts. *Journal of dental research*, 87(12): 1122-1126.
262. Lee YK, Lu H, Powers JM (2006). Changes in opalescence and fluorescence properties of resin composites after accelerated aging. *Dental Materials* 22: 653–660.

