

T.C.
GEBZE TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SELÜLOZ İÇEREN KOMPOZİT REÇİNE DİŞ DOLGU
MALZEMELERİ

VİLDAN ŞANKO
YÜKSEK LİSANS TEZİ
KİMYA ANABİLİM DALI

GEBZE

2017

T.C.
GEBZE TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SELÜLOZ İÇEREN KOMPOZİT REÇİNE
DİŞ DOLGU MALZEMELERİ

VİLDAN ŞANKO
YÜKSEK LİSANS TEZİ
KİMYA ANABİLİM DALI

DANIŞMANI
PROF. DR. AYŞE GÜL GÜREK

II. DANIŞMANI
DOÇ. DR. SERDAR SEZER

GEBZE

2017

T.R.
GEBZE TECHNICAL UNIVERSITY
GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES

**COMPOSITE RESIN COMPOSITION
CONTAINING CELLULOSE DENTAL
FILLING MATERIALS**

VİLDAN ŞANKO
A THESIS SUBMITTED FOR THE DEGREE OF
MASTER OF SCIENCE
DEPARTMENT OF CHEMISTRY

THESIS SUPERVISOR
PROF. DR. AYŞE GÜL GÜREK

II. THESIS SUPERVISOR
ASSOC. PROF. DR. SERDAR SEZER

GEBZE

2017



GTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun 29/03/2017 tarih ve 2017/19 sayılı kararıyla oluşturulan jüri tarafından 13/04/2017 tarihinde tez savunma sınavı yapılan VİLDAN ŞANKO'nun tez çalışması KİMYA Anabilim Dalında YÜKSEK LİSANS tezi olarak kabul edilmiştir.

JÜRİ

ÜYE

(TEZ DANIŞMANI) : PROF. DR. AYŞE GÜL GÜREK

ÜYE

: PROF. DR. HAYAL BÜLBÜL SÖNMEZ

ÜYE

: YRD. DOÇ. SEMRA YILMAZER KESKİN

ONAY

Gebze Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun

...../...../..... tarih ve/..... sayılı kararı.

İMZA/MÜHÜR

ÖZET

Modern diş hekimliğinde, reçine esaslı kompozitlerin dünya çapında kullanımı cıva amalgamlarının yerini almaya devam etmektedir. Bu eğilimin en önemli nedenleri kompozit reçinelerin estetik özellikleri ve toksik olmayışlarıdır. Restorasyonların kullanım ömrü cıva amalgamları için ortalama 12 yıl iken kompozitler için 7 yıldır. Kompozit reçinelerin uzun ömürlülüğü ve özellikle aşınma direnci gibi mekanik özelliklerinin artırılması ile ilgili birçok çalışma vardır. Bu çalışmalar ağırlıklı olarak reçine sistemin dolgu malzemesi bileşenindeki değişiklikleri içermektedir.

Son yıllarda yapılan araştırmalar, yara pansumanı, tıbbi implantlar, ilaç salınım sistemi, doku mühendisliği gibi pek çok biyomedikal cihaz ve materyal için doğal polimerlere odaklanmıştır. Dünyada biyokütlesi en bol materyal olan selüloz ve türevleri çoğu doku ve hücre için uyumlu olmakla beraber toksik olmayan biyolojik yeterliliği ve sağlamış olduğu iyi mekanik mukavemet nedeniyle tıbbi uygulamalarda çeşitli olanaklar sunar. Özellikle nano boyuttaki selülozun sahip olduğu yüksek yüzey alanı nedeniyle sağlamış olduğu daha iyi mekanik özellikler önemli tercih sebebidir.

Bu tez çalışmasında, yüksek viskoziteye sahip ve diğer dimetakrilatlar ile karışabilir özellikteki BisGMA başta olmak üzere diğer bir dimetakrilat türeviden TEGDMA monomerleri belli oranda karıştırılarak yaygın olarak bilinen bir foto-başlatıcı ile (kamforokinon) polimerizasyon gerçekleştirilmiştir. Dolgu malzemesi olarak ise hidrofobik yapısı ve iyi mekanik özelliği bakımından yaygın olarak tercih edilen nano boyutta silika ve farklı oranlarda nano selüloz kullanılarak nano selülozun kompozit reçine üzerindeki etkileri mekanik özellikleri ve farklı içeceklerdeki renk değişimi alanlarında incelenerek belirlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Kompozit reçine, nano selüloz, organosilan, silanlanmış nano selüloz.

SUMMARY

In modern dentistry, the worldwide use of resin-based composites continues to replace mercury amalgams. The most important reasons for this are the aesthetic properties of composite resins and their non-toxicity. The lifespan of the restorations is 12 years for mercury amalgams and 7 years for composites. Numerous studies have been carried out to improve the longevity of composite resins, especially mechanical properties such as wear resistance. These studies mainly involve changes in the filler material component of the resin system.

Recent research has focused on natural polymers for many biomedical devices and materials such as wound dressings, medical implants, drug delivery systems, tissue engineering, and so on. Cellulose and its derivatives, which are the most abundant materials as a biomass in the world, offer various possibilities in medical applications due to their non-toxic bio-compatible and good mechanical strength which are compatible for most tissues and cells. The nano-sized cellulose is an important choice because of its better mechanical properties that it has achieved due to its high surface area.

In this thesis, BisGMA with high viscosity and miscible with other dimethacrylates and TEGDMA monomers were used. These monomers were blended at a certain rate and polymerized with a commonly known photoinitiator (camphorquinone). As filler material, nano-sized silica, which is widely preferred for its hydrophobic structure and good mechanical properties, has been preferred. In addition, the effect of nanocellulose on the composite resin was determined by examining the mechanical properties and color change of different beverages using nano cellulose in different proportions.

Key words: Composite resin, nano cellulose, organosilane, silanized nano cellulose.

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimimde danışmanım olarak desteğini esirgemeyen sayın hocam Prof. Dr. Ayşe Gül GÜREK' e, bu çalışmayı yapabilmem için gerekli olanakları sağlayan, bilgi, tecrübe ve sabrını esirgemeyen eş danışmanım Doç. Dr. Serdar SEZER' e ve Dr. Ümran Aydemir SEZER'e teşekkürlerimi bir borç bilirim. Gebze Teknik Üniversitesi Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Bölümü'nden Adem ŞEN' e mekanik test çalışmalarındaki katkılarından dolayı teşekkür ederim. Laboratuvar arkadaşlarım Zeynep KOÇER, İsa ŞAHİN ve Kevser ÖZTÜRK'e ayrıca, desteklerini her zaman hissettiğim arkadaşlarım Dilay TAVLI, Demet YEŞİLYURT, Ayşen ZEREY, Nilay TAVLI'ya manevi destekleri için teşekkür ederim. Çalışmalarım süresince maddi, manevi desteklerini esirgemeyen sevgili annem Nurdan ŞANKO'ya, babam Oğuzhan ŞANKO'ya ve kardeşim Yağmur ŞANKO'ya gösterdikleri sabır ve anlayış için ayrıca teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZET	v
SUMMARY	vi
TEŞEKKÜR	vii
İÇİNDEKİLER	viii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
TABLolar DİZİNİ	xv
1. GİRİŞ	1
1.1. Tezin Amacı, Katkısı ve İçeriği	2
2. KURAMSAL TEMELLER	4
2.1. Dental Kompozit Reçinelerin Tarihsel Gelişimi	4
2.2. Dental Kompozit Reçine Bileşenleri ve Özellikleri	5
2.2.1. Taşıyıcı Faz	5
2.2.2. Dolgu Fazı	7
2.2.2.1. Silika	8
2.2.2.2. Selüloz	8
2.2.3. İnterfasiyel Faz	10
2.2.4. Foto-başlatıcılar	11
2.3. Diş Dolgu Malzemelerinin Polimerizasyonu	13
2.4. Dental Kompozit Reçinelerin Özellikleri	14
2.4.1. Sertlik	14
2.4.2. Eğilme Mukavemeti	16
2.4.3. Renk Değişimi	16
3. MATERYAL VE YÖNTEM	18
3.1. Kullanılan Kimyasallar	18
3.2. Cihazlar	19
3.2.1. FTIR Spektrometresi	19
3.2.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	19
3.2.3. Termal Gravimetrik Analiz (TGA)	19

3.2.4. Diferansiyel Taramalı Kalorimetre (DSC)	19
3.2.5. Geçirimli Elektron Mikroskobu (TEM)	19
3.2.6. X Işını Kırınım Cihazı (XRD)	19
3.2.7. X Işını Fotoelektron Spektroskopisi (XPS)	20
3.2.8. Renk Ölçüm Cihazı	20
3.2.9. Mikrosertlik Ölçüm Cihazı	20
3.2.10. Homojenizatör	20
3.2.11. Zeta Sizer	20
4. DENEYSEL BÖLÜM	21
4.1. Mikro Kristalin Selülozdan Nano Kristalin Selüloz Eldesi	21
4.2. NCC'nin Organo Silanlarla Modifikasyonu	24
4.2.1. Silan Modifiye NCC'nin XPS ile Karakterizasyonu	26
4.2.2. Silan Modifiye NCC'nin EDX ile Karakterizasyonu	28
4.3. NCC ve Silan Modifiye NCC İçeren Dental Kompozit Reçinelerin Hazırlanması	31
4.4. Dental Kompozit Reçinlerin Bükülme Mukavemeti Testleri	32
4.5. Dental Kompozit Reçinlerin Mikrosertlik Testleri (Vickers)	33
4.6. Dental Kompozit Reçinlerin Renk Testleri	33
4.6.1. Renk Testi için İçeceklerin Hazırlanması	34
5. GENEL SONUÇ VE TARTIŞMA	35
5.1. Dental Kompozit Reçinelerin Bükülme Mukavemeti Değerlendirmesi	35
5.2. Dental Kompozit Reçinelerin Morfolojik Çalışması	41
5.3. Dental Kompozit Reçinelerin Mikrosertlik Değerlendirilmesi	44
5.4. Dental Kompozit Reçinelerin Renk Değerlendirilmesi	47
KAYNAKLAR	64
ÖZGEÇMİŞ	69

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

<u>Simgeler ve</u>	<u>Acıklamalar</u>
<u>Kısaltmalar</u>	
APSE	: 3-propilaminotrietoksisilan
APSM	: 3-propilaminotrimetoksisilan
Bis-EMA	: Etoksi bisfenol A dimetakrilat
BisGMA	: Bis fenol A glisidilmetakrilat
BNC	: Bakteriyel Nano Selüloz
DSC	: Diferansiyel Taramalı Kalorimetre
EDAMB	: Etil <i>p</i> -dimetil aminobenzoat
EDX	: Enerji Dağılımlı X-ışını Spektroskopisi
FDA	: Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi
FTIR	: Fourier Dönüşümlü İnfrared Spektrofotometre
MFC	: Mikrofibril Selüloz
NCC	Nano Kristalin Selüloz
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
TEGDMA	: Trietilenglikoldimetakrilat
TES	: Tetraetoksisilan
TGA	: Termogravimetrik Analiz
UDMA	: Üretandimetakrilat
XPS	: X-ışını Fotoelektron Spektroskopisi
XRD	: X-Işını Difraktometresi

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil No:</u>	<u>Sayfa</u>
2.1: BisGMA'ya ait molekül şekli.	6
2.2: TEGDMA'ya ait molekül şekli.	6
2.3: UDGMA'ya ait molekül şekli.	6
2.4: Bis-EMA'ya ait molekül şekli.	6
2.5: Selüloza ait molekül yapısı.	8
2.6: Hidrofobik yüzeyin silan modifikasyon diyagramı.	10
2.7: Kamforokinon'a ait molekül şekli.	12
2.8: D MEM'ya ait molekül şekli.	12
2.9: Reaksiyon mekanizması.	14
2.10: Farklı geometri ve yüke sahip çentikleycilerin oluşturduğu izler.	15
2.11: Dental kompozit reçine için giriş bükülmesi şematik gösterimi.	16
2.12: Renk koordinatları.	17
4.1: Nano ve Mikro Boyuttaki Selülozlara ait FTIR Spektrumu.	21
4.2: Nano ve Mikro Boyuttaki Selülozlara ait DSC Diyagramları.	22
4.3: Nano ve Mikro Boyuttaki Selülozlara ait TGA Diyagramları.	23
4.4: NCC'ye ait parçacık büyüklüğü analizi.	23
4.5: NCC'ye ait TEM görüntüsü.	24
4.6: Kullanılan Organosilika Çeşitleri; a) 3-propilaminotrietoksisilan, b) 3-propilaminotrimetoksisilan, c) tetraetoksisilan.	25
4.7: Silanlanan Nano Selülozlara ait FTIR Spektrumları.	25
4.8: NCC'ye ait XPS Spektrumu.	26
4.9: NCC/APSE'ye ait XPS Spektrumu.	27
4.10: NCC/APSM'ye ait XPS Spektrumu.	27
4.11: NCC/TES'e ait XPS Spektrumu.	28
4.12: NCC'ye ait EDX Spektrumu.	29
4.13: NCC/APSE'ye ait EDX Spektrumu.	29
4.14: NCC/APSM'ye ait EDX Spektrumu.	30
4.15: NCC/TES'e ait EDX Spektrumu.	30
4.16: Bükülme mukavemeti testinde a) test başlangıç, b) maximum yük ve c) kırılma anına ait fotoğraflar.	32

4.17:	Mikrosertlik ölçümüne ait fotoğraf.	33
4.18:	Renk ölçüm cihazına ait fotoğraflar.	34
5.1:	Farklı oranlarda NCC içeren kompozit reçinelere ait a) bükülme mukavemeti ve b) bükülme modülü grafikleri.	36
5.2:	Farklı oranlarda NCC içeren kompozit reçinelere ait uygulanan yük değerleri.	36
5.3:	NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES gruplarına ait a) bükülme mukavemeti ve b) bükülme modülü grafikleri.	37
5.4:	APSE, APSM ve TES gruplarına ait uygulanan yük değerleri.	37
5.5:	Farklı oranlarda NCC içeren ıslak kompozit reçinelere ait a) bükülme mukavemeti ve b) bükülme modülü grafikleri.	38
5.6:	Farklı oranlarda NCC içeren ıslak kompozit reçinelere ait uygulanan yük değerleri.	38
5.7:	NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES gruplarına a) ait ıslak bükülme mukavemeti ve b) bükülme modülü grafikleri.	39
5.8:	NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES gruplarına ait ıslak ürünlere uygulanan yük değerleri.	39
5.9:	50-0'a ait SEM görüntüleri (Büyütmeler: a) X3000, b) X1500).	41
5.10:	50-0,5'e ait SEM görüntüleri (Büyütmeler: a) X3000, b) X1500).	41
5.11:	50-1'e ait SEM görüntüleri (Büyütmeler: a) X3000, b) X1500).	42
5.12:	50-2'ye ait SEM görüntüleri (Büyütmeler: a) X3000, b) X1500).	42
5.13:	50-4'e ait SEM görüntüleri (Büyütmeler: a) X3000, b) X1500).	42
5.14:	NCC/APSE'ye ait SEM görüntüleri (Büyütmeler: a) X1500, b) X3000, c) X10000).	43
5.15:	NCC/APSM'ye ait SEM görüntüleri (Büyütmeler: a) X1500, b) X3000, c) X10000).	43
5.16:	NCC/TES'e ait SEM görüntüleri (Büyütmeler: a) X1500, b) X3000, c) X10000).	44
5.17:	Farklı oranlarda NCC içeren kuru kompozit reçinelere ait mikrosertlik değerleri.	45
5.18:	Farklı oranlarda NCC içeren ıslak kompozit reçinelere ait mikrosertlik değerleri.	45
5.19:	NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES gruplarına ait kuru	46

mikrosertlik değerleri.	
5.20: a) 50S/0, c) 50S/0,5, e) 50S/1, g) 50S/2 ve ı) 50S/4 gruplarına ait 1 hafta sonrasında farklı içeceklerdeki renk değişimleri ve b) 50S/0, d) 50S/0,5, f) 50S/1, h) 50S/2 ve j) 50S/4 gruplarına ait 2 hafta sonrasında farklı içeceklerdeki renk değişimlerine ait fotoğraflar.	49
5.21: Farklı oranda NCC içeren kompozit reçine gruplarının 1 hafta sonrasında farklı içeceklerdeki E*ab değişimleri.	50
5.22: Farklı oranda NCC içeren kompozit reçine gruplarının 2 hafta sonrasında farklı içeceklerdeki E*ab değişimleri.	51
5.23: NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES kompozit reçine gruplarının 1 hafta sonrasında farklı içeceklerdeki renk değişimler.	52
5.24: NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES kompozit reçine gruplarının 1 hafta sonrasında farklı içeceklerdeki E*ab değişimleri.	52
5.25: NCC ve silanlanmış NCC gruplarına ait XRD spektrumları.	54
5.26: Farklı oranda NCC içeren kompozit reçine gruplarının su içerisindeki a) renk çalışma öncesi, b) 1 haftalık renk çalışması c) 2 haftalık renk çalışması sonrasında L*, a* b* değerleri.	56
5.27: Farklı oranda NCC içeren kompozit reçine gruplarının kola içerisindeki a) renk çalışma öncesi, b) 1 haftalık renk çalışması c) 2 haftalık renk çalışması sonrasında L*, a* b* değerleri.	57
5.28: Farklı oranda NCC içeren kompozit reçine gruplarının çay içerisindeki a) renk çalışma öncesi, b) 1 haftalık renk çalışması c) 2 haftalık renk çalışması sonrasında L*, a* b* değerleri.	58
5.29: Farklı oranda NCC içeren kompozit reçine gruplarının çay içerisindeki a) renk çalışma öncesi, b) 1 haftalık renk çalışması c) 2 haftalık renk çalışması sonrasında L*, a* b* değerleri.	59
5.30: NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES kompozit reçine gruplarının su içerisindeki renk çalışması a) ncesi ve b) sonrası L, a, b değerleri.	60
5.31: NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES kompozit reçine gruplarının kola içerisindeki renk çalışması a) ncesi ve b) sonrası L, a, b değerleri.	61
5.32: NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES kompozit reçine gruplarının çay içerisindeki renk çalışması a) ncesi ve b) sonrası L, a, b değerleri.	62

5.33: NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES kompozit reçine gruplarının kahve içerisindeki renk çalışması a) öncesi ve b) sonrası L, a, b değerleri. 63

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No:</u>	<u>Sayfa</u>
2.1: Diş kompozitlerinin tarihsel gelişimi.	5
2.2: Nanoselüloz materyal ailesi.	9
2.3: Foto başlatıcıların molar absorpsiyon oranları.	13
3.1: Kullanılan kimyasallar.	18
4.1: NCC ve silan modifiye NCC gruplarına ait % atom oranları.	28
4.2: Çalışmada kullanılan örnek grupları ve kodları.	31
4.3: Kompozit reçinelere uygulanan testler ve kalıp ölçüleri.	32
5.1: Kuru örnekler için bükülme mukavemeti ve bükülme modülü test sonuçları.	40
5.2: Islak örnekler için bükülme mukavemeti ve bükülme modülü test sonuçları.	40
5.3: Kuru örnekler için mikrosertlik (HV) test sonuçları.	47
5.4: Islak örnekler için mikrosertlik (HV) test sonuçları.	47
5.5: NCC ve silanlanmış NCC gruplarına ait % kristalinite değerleri.	53
5.6: Farklı oranda NCC içeren kompozit reçine gruplarının 1 hafta sonunda farklı içeceklerdeki E*ab değişimleri.	55
5.7: Farklı oranda NCC içeren kompozit reçine gruplarının 2 hafta sonunda farklı içeceklerdeki E*ab değişimleri.	55
5.8: NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES kompozit reçine gruplarının 1 hafta sonrasında farklı içeceklerdeki E*ab değişimleri.	55

1. GİRİŞ

Çürüyen dişlerin restorasyonlarında geçmişten günümüze kadar pek çok farklı materyal kullanılmıştır. Reçine bazlı dental kompozitler ise 50 yıldan fazla bir süredir önemli miktarda gelişme göstermiştir. Bu değişiklikler yakın zamana kadar daha parlak ve aşınma direnci daha yüksek kompozit reçine özelliklerini içermektedir. Günümüzdeki mevcut değişiklikler ise polimer taşıyıcı fazına odaklanmaktadır ki bu da özellikle polimerizasyon büzülmesini azaltmak, daha önemlisi polimerizasyon büzülmesi stresi azaltmak ve kompoziti diş yapısına kendinden yapışır özellikte yapmaktır [Sideridou et al., 2009]. Modern kompozit sistemler dolgu malzemesi olarak kuartz, koloidal silika ve zirkonyum, baryum içeren silika camlar içermektedir. Dolgu malzemesi miktarının artmasıyla birlikte polimerizasyon büzülmesi ve su absorpsiyonu azalmakta, mekanik mukavemeti ve aşınma direnci artmaktadır [Tarle et al., 2012].

Reçine bazlı kompozitler estetik özelliğe sahip olmasından dolayı diş restoratif malzemelerinde cıva içeren amalgamlara kıyasla daha çok tercih edilmeye başlanmıştır. Ancak, mekanik özelliklerindeki birçok eksiklik reçine bazlı kompozitlerin kullanımını kısıtlamaktadır [Xia et al., 2008]. Bu nedenle, polimerizasyon büzülmesi, ısıl genleşme uyumsuzluğu, kırılma, aşınma ve sızıntı gibi kısıtlayıcı özelliklerin iyileştirilmesi için laboratuvar bazlı çalışmalara ihtiyaç duyulmakta ve bu çalışmalar için yeni malzemelere odaklanılmaktadır [Cramer et al., 2011]. Bu malzemeler arasında yeryüzünde en çok bulunan ve iyi mekanik özelliğe sahip olduğu bilinen selüloz da yer almaktadır. Düşük maliyetli, sağlam, yüksek elastikiyet modülüne sahip ve toksik özellik göstermeyen selüloz kompozit sistemlerde çok sayıda çalışmada yer almış olmakla birlikte selüloz içeren diş malzemeleri literatürde 2013 yılına kadar belirtilmemiştir. Silva ve arkadaşlarının çalışmasında selüloz cam-iyonomer ile birlikte kullanılmış ancak cam iyonomerlerin şeffaflık ve hassasiyetinden dolayı meydana getirdiği olumsuz koşullar diş malzemelerindeki kullanımlarını kısıtlamıştır. Ayrıca bu çalışma ticari ürüne ilave edilerek tasarlanmış ve yeni bir taşıyıcı sistem içerisinde denenmemiştir [Silva et al., 2016]. Dolgu malzemesinin ortalama partikül büyüklüğünün azalmasıyla beraber aşınma direncinde önemli bir artış gözlemlendiği literatürde belirtilmiştir [Manhard et al., 2000].

Bu nedenle, nanokompozit sistemler içerdği nano boyuttaki dolgu malzemesi ile düşük miktarda kullanılmasına rağmen geleneksel kompozitlere kıyasla çok daha iyi özellikler göstermiştir [Mariano et al., 2014].

1.1. Tezin Amacı, Katkısı ve İçeriği

Estetik restoratif amacı ile yaygın olarak kullanılan kompozit diş reçineleri taşıyıcı faz, dolgu malzemesi ve birleştirici ajan kısımlarından meydana gelmektedir [Sideridou et al., 2009]. Bis fenol A glisidimetakrilat (BisGMA), trietilenglikoldimetakrilat (TEGDMA) ve üretdimetakrilat (UDMA) monomerleri en çok tercih edilen taşıyıcı fazlardır [Liu et al., 2009]. Bu nedenle bu tez çalışması için BisGMA/ TEGDMA monomer karışımı tercih edilmiş olup dolgu malzemesi olarak ise yenilenebilir özellikte doğal bir polimer olan ve yeryüzünde yaygın bulunan selüloz [Fortunato et al., 2011] kullanılmıştır. Bu kompozit sistemde amaçlanan, bilinen bir taşıyıcı sistem içerisinde selülozun iyi mekanik dayanımı, biyouyumlu ve düşük sitotoksitite özelliklerini [Jorfi et al., 2015] birleştirmek ve zaten gerilme mukavemeti gibi mekanik özelliklerinin çok iyi olduğu bilinen [Klemm et al., 2011] ayrıca, mevcut birçok biyomalzeme ürünlerinde kullanılan selülozu nano boyutta dolgu malzemesi olarak kullanarak kompozit diş reçinelerindeki etkisini incelemektir.

Bu tez çalışmasında, yüksek viskoziteye sahip ve diğer dimetakrilatlar ile karışabilir özellikteki BisGMA başta olmak üzere diğer bir dimetakrilat türeviden TEGDMA monomerleri belli oranda karıştırılarak yaygın olarak bilinen bir foto-başlatıcı ile (kamforokinon) polimerizasyonu gerçekleştirilmiştir. Dolgu malzemesi olarak ise farklı miktarlarda nano boyutlarda selüloz kullanılarak elde edilen farklı özelliklere sahip kompozit reçinelerin;

- Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) (kesit görüntüsü)
- Mikro sertlik-Vicker (ASTM E384-11)
- Bükülme Mukavemeti (ISO 4049:2009)
- Farklı içecekler içerisinde ve 2 hafta süre ile renk değişimleri ölçülerek karakterizasyonları yapılmıştır.

Tez çalışması kapsamında hazırlanacak olan kompozit reçine gruplarında öncelikle kontrol grubu olan, yalnızca silika içeren, BisGMA /TEGDMA monomerlerinin karışımı ile elde edilen ve foto-başlatıcı olarak kamforokinon ile UV ışığı vasıtasıyla polimerleştirilmesi sağlanmıştır. Böylece farklı oranlarda eklenmiş olan nano selülozun etkisi kontrol grubuna göre kıyaslanarak ürün optimizasyonu yapılmıştır. Optimizasyonu yapılmış ve özellikle mekanik özelliklerine göre tercih edilen grup için aynı oranda NCC 3 farklı silan ile silanlanmış ve hem mekanik hem de renkteki değişimlerine göre tekrar kıyaslanmıştır. Farklı özellikte kompozit reçine elde edebilmek için ise çeşitli oranlarda dolgu malzemeleri homojen karışım sağlanana dek karıştırılmış, elde edilen kompozit sistem uygun kalıplara (ASTM veya ISO standartlarına göre) dökülerek polimerleştirilmiştir. Ayrıca kompozit reçine örnekleri SEM ve mikro sertlik testleri için zımparalama işlemi uygulanmıştır.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1. Dental Kompozit Reçinelerin Tarihsel Gelişimi

Dental uygulamalar için kullanılan kompozit reçineler sahip oldukları estetik özellik nedeniyle restoratif diş malzemelerinin en popüler konularından biri olmakla beraber her geçen gün cıva içeren diş amalgamlarının yerini almaktadır. Amerika Birleşik Devletleri'nde bulunan Washington Diş Merkezi 1992 yılında diş kompozitlerinin amalgam kullanımını geçtiğini belirtmiştir [Ferracane et al., 2013]. Ancak düşük maliyeti ve uzun süreli etkin kullanımı nedeniyle amalgamlar hala önemli restoratif bir malzemedir [Hickel et al., 2013]. Bileşiminde cıva, gümüş, kalay ve bakır gibi metalleri içeren amalgamlar 150 yıldan fazladır direkt dolgu malzemesi olarak kullanılmaktadır. İçerdiği bileşenlerinin toksik özellikte olması nedeniyle kullanımı bazı Avrupa ülkeleri tarafından yasaklanmıştır [Lavigne et al., 2012]. Reçine bazlı dental kompozitler ise 50 yıldan fazla bir süredir önemli miktarda gelişme göstermiştir. Bu değişiklikler yakın zamana kadar daha parlak ve aşınma direnci daha yüksek kompozit reçine özelliklerini içermekteydi. Günümüzdeki mevcut değişiklikler ise polimer taşıyıcı fazına odaklanmaktadır ki bu da özellikle polimerizasyon büzülmesini azaltmak ve kompoziti diş yapısına kendinden yapışır özellikte yapmaktır [Sideridou et al., 2009]. Reçinelerin sert diş dokusu ile arasında sağlamış olduğu adhezyon özelliği, iyi estetik özelliği ve altın, seramik içeren dolgularla kıyaslandığında maliyetin daha uygun olması [Manhart et al., 2000] reçine bazlı kompozitleri avantajlı kılmakla beraber pek çok mekanik özellik bakımından cıva amalgamlarına kıyasla daha zayıftır [Jandt et al., 2009]. Bu mekanik özellikler aşınma direnci, sertlik ve büzülme davranışı olarak belirtilebilir. Bu kısıtlayıcı durumları ortadan kaldırabilmek için taşıyıcı faz monomerleri ve inorganik dolgu malzemesi ile ilgili çalışmalara odaklanılmıştır [Xia et al., 2008]. Tablo 2.1'de kompozit reçinelerde 1950 yılından itibaren günümüze kadar gelmiş olan önemli gelişmeler ana hatlarıyla belirtilmiştir. Özellikle kompozitin içerdiği dolgu türü ve dolgu malzemesinin parçacık boyutu kompozit reçinenin mekanik özelliklerinde etkili olduğu gözlenmiştir. Bu tür malzemelerde önemli bir mekanik özellik olan aşınma direnci ise dolgu parçacık büyüklüğünün küçülmesiyle artış göstermiştir [Ferracane et al., 2011]. Günümüz çalışmalarında ise nano boyutta dolgu

malzemesi içeren kompozit reçinelerin kullanılmasıyla daha parlak, aşınma direnci, kırılma tokluğu ve adhezyonu daha yüksek olan malzemeler elde edilmiştir [Jandt et al., 2009].

Tablo 2.1: Dental Kompozit Reçinelerin Tarihsel Gelişimi.

YIL	GELİŞME
1950	Cam dolgulu PMMA
1960	Bis-GMA
1970	UV ile kürleşme
1970	Bis-GMA dışında monomerlerin kullanılması
1970	Mikro boyutta dolgu kullanılması
1970	Hibrit dolgu kullanılması
1990	Akışkan ve paketlenabilir ürünler
1990	Mikro boyutta hibrit dolgu kullanılması
2000	Nano boyutta dolgu ve nano hibrit kullanılması
2000	Düşük büzülme formülasyonları
2010	Yüksek adezyona sahip akışkan restoratif malzemelerin gelişmesi.

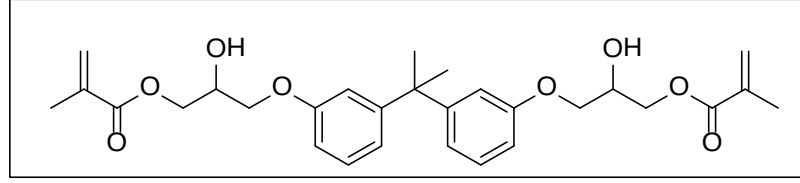
2.2. Dental Kompozit Reçine Bileşenleri ve Özellikleri

Estetik restoratif amacı ile yaygın olarak kullanılan kompozit diş reçineleri taşıyıcı faz, dolgu fazı ve interfasiyel faz (birleştirici ajan) kısımlarından meydana gelmektedir [Sideridou et al., 2009].

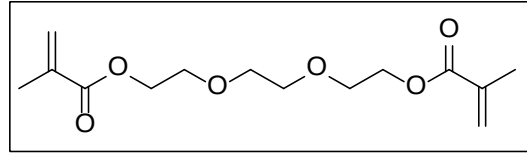
2.2.1. Taşıyıcı Faz

Taşıyıcı faz olarak adlandırılan organik faz Bis fenol A glisidilmetakrilat (Bis-GMA), trietilenglikoldimetakrilat (TEGDMA), üretandimetakrilat (UDMA), etoksi bisfenol A dimetakrilat (Bis-EMA) gibi dimetakrilat monomerlerini içerir. Düşük büzülme oranı, yüksek modülüs ve düşük toksitesi nedeniyle kompozit sistemlerde Bis-GMA'nın kullanımı avantajlı görülmektedir. Bis fenol A, içerdiği hidroksil grupları nedeniyle kompozitin su çekmesine sebep olur. Bu nedenle bis fenol A ile glisidil metakrilatın reaksiyonu sonucu Bis-GMA elde edilir [Orakoğlu vd., 2010].

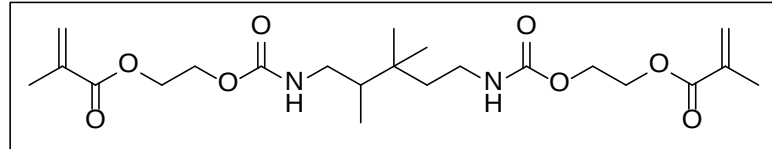
Ancak Bis-GMA sahip olduğu yüksek viskozitesinden dolayı inorganik dolgu malzemesi kullanım oranını kısıtlanmaktadır. Bu nedenle viskozitesi düşük bir monomer olan TEGDMA ile farklı oranlarda karışımı kullanılmaktadır [Khaled et al., 2011]. UDMA'nın viskozitesi ise Bis-GMA'dan düşük olduğu için direkt kendisi kullanılabilir ancak genel performansını artırmak için diğer monomerlerle kombinasyonu kullanılmaktadır [Lavigueur et al., 2012]. İlgili monomerlere ait molekül yapıları Şekil 2.1 ile 2.4 arasında gösterilmektedir.



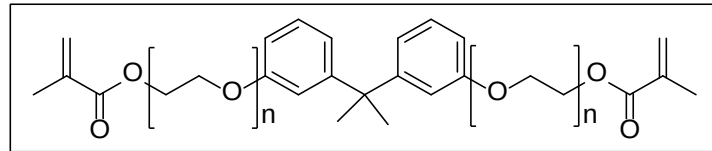
Şekil 2.1: BisGMA'ya ait molekül şekli.



Şekil 2.2: TEGDMA'ya ait molekül şekli.



Şekil 2.3: UDGMA'ya ait molekül şekli.



Şekil 2.4: Bis-EMA'ya ait molekül şekli.

2.2.2. Dolgu Fazı

Dental reçineler biyouyumluluk ve mekanik özellikleri bakımından gelişmekte olan biyomalzeme sınıfının önemli bir üyesidir. Çoğunlukla inorganik dolgu malzemesi ve polimer faz ile bağı sağlayan katkıları içeren kompozitler fiber yada küresel şekle sahip dolgu malzemesi içermektedir. İnorganik dolgu fazının malzemeye olan mekanik katkısının yanında optik özellikler de kazandırması bakımından önem kazanmaktadır [Habib et al., 2016].

Kullanılan inorganik fazlar, silikon, boron oksit, alüminum oksit, kalsiyum oksit, çinko oksit, titanyum oksit olabilir. Kompozit sistem içindeki inorganik fazın parçacık büyüklüğü farklılık gösterebilir ve buna bağlı olarak kompozit sistem içerisindeki miktarı değişir. Örneğin, Us. Pat. No. 6,121,344 patent örneğinde 50 nm den küçük parçacık büyüklüğüne sahip silika kullanılmış ve bu inorganik faz kompozit sistemin %1-15'i arasındaki miktarlarda tercih edilmiştir. Ancak mikron seviyesindeki parçacık büyüklüğündeki inorganik faz kompozit sistemin %60-85'ini oluşturabilir [Angelatakis and Kobashigawa, 2000].

İnorganik fazın parçacık büyüklüğü 1 mikron ve daha küçük olduğunda elde edilen kompozit aşınma direnci ve yüzey pürüzsüzlüğü bakımından daha iyi özelliklere sahip olmaktadır. Fakat 1 mikron veya nano boyutta kullanılan inorganik fazın yüzey alanı daha fazla olduğu için viskozite artışına sebep olmaktadır. Bu durumda viskoziteyi azaltmak için daha az dolgu malzemesi kullanılması gerekmektedir ancak daha az dolgu malzemesi kullanılması kompozitin kürleştirme işlemi sırasında büzülmesine neden olur. Kompozit reçinelerin polimerizasyon sırasında büzülmesi bu alanda tartışılan önemli problemlerden biridir. Diş ve dolgu arasında sızıntı meydana gelmesine sebep olan bu durum restorasyonların kullanım ömrünü azaltmaktadır. Bu konuda farklı reaksiyon mekanizmaları ve hiperdallanmış polimerlerin kullanılmasına yönelik çalışmalar yapılmaktadır [Lavigueur et al., 2012].

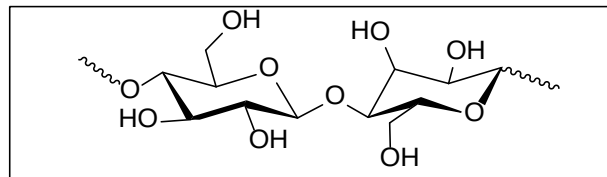
2.2.2.1. Silika

Kompozit reçinelerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin artışı eklenen dolgu fazının miktarı ile ilişkilidir. Basma dayanımı, sertlik, elastik modülü, aşınma direnci, su absorpsiyonu, termal genleşme gibi pek çok özellik dolgu malzemesinin türüne ve miktarına göre farklılık göstermektedir.

Silika (SiO_2), biyomedikal uygulamalarda özellikle diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan bir materyaldir ve insanlar üzerinde kullanımı güvenli sayılır. 50,000 ppm'a kadar ki dozlarda kemirgenlerde herhangi bir yan etki göstermemekle beraber Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) tarafından "genel olarak güvenli sayılır" olarak sınıflandırılmıştır. Modern kompozit reçineler olarak adlandırılan nano parçacık boyutuna sahip reçinelerde silika olarak Aerosil (Degussa), HDK (Wacker), Cab-O-Sil (Cabot Corp) önerilmektedir. Günümüzde mikro hibrit ve nano dolgu materyali içeren kompozit reçinelerin parçacık büyüklüğü 20-600 nm olmakla beraber kullanılan nano boyuttaki silika parçacık büyüklüğü genel olarak 5-40 nm arasındadır [Grumezescu et al., 2016].

2.2.2.2. Selüloz

Son yıllarda çeşitli biyomedikal malzemelerde doğal polimerlerin kullanımı yaygınlaşmıştır. Bu doğal polimerler aljinat, kitosan, jelatin, kollajen, elastin, nişasta ve selüloz olarak örneklendirilebilir. Özellikle selüloz, deniz hayvanları, bitkiler ve bakteriler olmak üzere çeşitli kaynaklardan elde edilebildiği için doğada en çok bulunan polimer özelliği ile biyomedikal alanda yoğun bir şekilde kullanılmaktadır [Jorfi et al., 2015]. Düşük maliyetli olan selülozun biyoyoumlu olmasının yanında yüksek mekanik ve termal kararlılığa sahip olması birçok uygulamada kullanılmasının diğer sebeplerindendir [Joubert et al., 2014].



Şekil 2.5: Selüloza ait molekül yapısı.

Son zamanlardaki en güçlü eğilimlerden biri de selüloz fibrillerinin izole edilmesine odaklanılmasıdır. Nano boyutta elde edilen selüloz ile tasarlanan yeni selüloz bazlı malzemeler gelişmiş çeşitli işlevlere sahiptir [Lagerwall et al., 2014]. Tablo 2.2’de gözlendiği gibi nano selülozların isimlendirme konusunda bir karmaşa olduğu açıktır ve bir standart oluşturmak amacıyla bu alandaki faaliyetler hızla gelişmektedir [Salas et al., 2014].

Tablo 2.2: Nanoselüloz materyal ailesi.

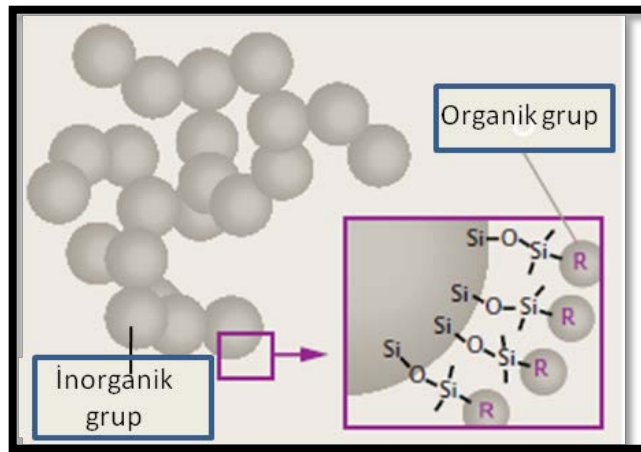
Nanoselüloz Türü	Eşanlamları	Tipik Kaynaklar	Ortalama Boy
Mikrofibril Selüloz (MFC)	Mikrofibril Selüloz, Nanofibril Selüloz, Nanofibril, Mikrofibril	Ağaç, şeker pancarı, patates yumrusu, kenevir, keten	Çap: 5-60 nm Uzunluk: birkaç mikrometre
Nano Kristalin Selüloz (NCC)	Selüloz Nanokristal, kristaller, çubuk benzeri selüloz mikro kristaller	Ağaç, pamuk, kenevir, keten, buğday samanı, dut	Çap: 5-70 nm Uzunluk: 100-250 nm (bitki selülozundan)
Bakteriyel Nano Selüloz (BNC)	Bakteriyel Selüloz, Mikrobiyal Selüloz, Biyoselüloz	Düşük molekül ağırlıklı şekerler ve bakteriler	Çap: 20-100 nm; Farklı nanofiber ağ türleri

Nano boyuttaki selüloz materyalleri yüksek yüzey alanına sahiptir [Mariano vd., 2014] ve dolayısıyla selülozun su, organik ve polimerik bileşikler, canlı hücreler gibi çevrelerle olan etkileşimi daha güçlüdür [Klemm et al., 2011]. Nano boyuttaki fiberler çok işlevli membranlar ve filtreler gibi pek çok endüstriyel uygulamada kullanılmasının yanında biyomedikal uygulamalarda da doku mühendisliği iskeleleri, yara pansuman materyalleri, ve ilaç salınım sistemlerinde kullanılmaktadır [Lee et al., 2009]. Ancak selülozik fiberlerin dış malzemelerinde kullanımı literatürde 2013 yılında Silva ve arkadaşlarının çalışmasına kadar belirtilmemiştir. İlgili çalışmada selüloz cam-iyononemer ile birlikte kullanılmış ancak cam iyonomerlerin şeffaflık ve hassasiyetinden dolayı meydana getirdiği olumsuz koşullar dış malzemelerindeki kullanımlarını kısıtlamıştır [Silva et al., 2013]. Silva ve arkadaşlarının bir diğer

çalışmasında ise mikrofibril selüloz cam-iyonomer ile birlikte kullanılmış ancak mekanik özellikte önemli bir artış gözlenmemiştir. Aynı sistemde cam-iyonomer ile kullanılan NCC ise malzemenin mekanik özelliklerine önemli ölçüde iyileşme sağladığı belirtilmiştir [Silva et al., 2013]. Nanokompozit sistemler içerdiği nano boyuttaki dolgu malzemesi ile düşük miktarda kullanılmasına rağmen geleneksel kompozitlere kıyasla çok daha iyi özellikler göstermiştir [Mariano et al., 2014]. Ayrıca dolgu malzemesinin ortalama partikül büyüklüğünün azalmasıyla beraber aşınma direncinde önemli bir artış gözlemlendiği literatürde belirtilmiştir [Manhard et al., 2000].

2.2.3. İnterfasiyel Faz

Kompozit sistemi oluşturan inorganik faz ile organik faz arasındaki adhezif bağ zayıftır. Bu durum tasarlanan kompozit yapının mekanik özelliklerini kısıtlamaktadır. Hem büzülme sorununu aşmak hem de iki faz arasındaki etkileşimi artırmak için inorganik faz organik bileşiklerle birleştirilir. $(RO)_3SiCH_2CH_2CH_2-X$ genel formülde bulunan RO metoksi, etoksi gibi hidroliz edilebilir bir gruptur, X ise epoksi gibi organofonksiyonel bir gruptur. Şekil 2.6’da ki gösterimde silanın organik faz ile inorganik faz arasında köprü görevi gördüğü şematik olarak gösterilmiştir [Web 1, 2016].



Şekil 2.6: Hidrofobik yüzeyin silan modifikasyon diyagramı.

Silan, fiziksel ve kimyasal özellikleri bakımından pek çok avantaja sahiptir. İki faz arasında bağ gücünü artırmakla beraber, daha da önemlisi, kompozitin kullanım ve yaşlanması sırasında ara yüzde bağ açılmasını önler. Silan birleştirme ajanları ayrıca nem ve diğer çevre koşullarına karşı direnci artırır [Zakir et al., 2013].

Diş kompozit reçinelerinde inorganik dolgu fazı için metakriloksipropil-trimetoksisilan (MPS) ve 3-propilaminotrietoksisilan (APS) en yaygın kullanılan köprü ajanlarına örnek olarak verilmektedir.

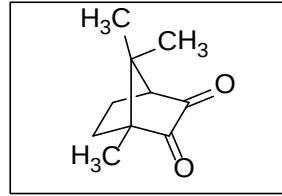
2.2.4. Foto-başlatıcılar

Foto-başlatıcısız polimerizasyonlar hala kullanılmakla beraber foto-başlatıcılı polimerizasyonlar polimerizasyonun zamansal olarak kontrol edilebilirliğinden dolayı önem kazanmıştır [Cramer et al., 2011]. Işıkla kürleştirme üniteleri ilk olarak 1970'lerin başında mor ötesi ışın yaymak üzere (yaklaşık 365 nm) tasarlanmıştır. Bu gelişme diş hekimliğinde devrimci bir adım olarak görülmektedir. Çünkü polimerleşme süresi 20 saniye olmakla beraber 60 saniyede daha iyi sonuçlar alınmıştır [Rueggeberg et al., 2011].

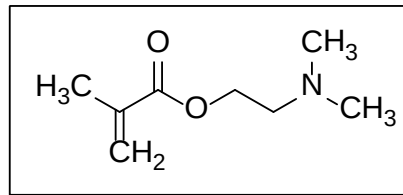
Foto-başlatıcıların pek çoğu iki bileşenli sistemlerdir. Bunlardan biri ışığı direkt olarak absorbe edebilen bileşen, bir diğeri ise ışığı absorbe etmeyen ancak başlatıcıyı aktive eden ve yardımcı başlatıcı olarak adlandırılan bileşendir. Bu sistemde ışık kaynağının spektral dağılımı ve başlatıcının absorpsiyon spektrumunun korelasyonu önemlidir. Mor ötesi ışınların kullanıldığı sistemde ışığın malzemenin derinlerine nüfuz etme kabiliyeti sınırlıdır. Buna ek olarak maruz kalınan dalga boyu insan gözünde korneal yanıklar ve katarakt oluşumu gibi etkilere sebep olabileceğinden bu zararlı etkilerin potansiyeli göz önünde bulundurulduğunda sistemde pek çok yenilikler yapılmaya başlanmıştır [Craig et al., 1981].

Görünür dalga boyunda (400-550 nm) kürleştirilen foto başlatıcı sistemi bileşimi genellikle kamforokinon ve bir üçüncül amin kompleksinden meydana gelmektedir ve bu sistem hala en popüler sistem olmaya devam etmektedir [Jonathan et al., 2012]. Görünür dalga boyunun avantajları daha kalın malzemelerin kürleştirilebilir olması ve katarakt gibi hastalıkların en aza indirilmesidir. Fakat yine de göz hasarı potansiyeline sahip olduğu için uygulayıcılara gözleri ile kürleşme ışığı arasına bir filtreleme filmi (mavi bloklayıcı) tasarlanmıştır [Rueggeberg et al., 2011].

Dental kompozitlerde kamforokinona alternatif olarak pek çok foto başlatıcı düşünülmüştür. Monoasilfosfin oksit (MAPO) kamforokinondan daha fazla monomer dönüştürür ancak, kürleşmesi için halojen lamba kullanılması gerekmektedir. Fosfin oksitler ise daha düşük kürleşme derinliğine sahiptir [Leprince et al., 2013]. 2-dimetilaminoetilmetakrilat (DMEM) ise kompozit reçine sistemlerinde en çok tercih edilen yardımcı başlatıcıdır. Kamforokinon/amin başlatıcı sisteminde optimum başlatıcı ve yardımcı başlatıcı konsantrasyonu ve polimer mekanik özellikleri açısından tanımlanması bu alandaki araştırma konularından biridir. Alternatif yardımcı başlatıcı olarak etil-4-dimetilaminobenzoat (EDMAB), N,N-3,5-tetrametilnilin (TMA) ve çeşitli alifatik ve aromatik aminler kullanılabilir. Kamforokinona alternatif olan fosfinoksit bileşiği yardımcı başlatıcıya gerek olmaksızın kullanılabilir fakat, fosfinoksitler 420 nm ötesinde az bir emilme sergilediği için diş malzeme uygulamalarındaki kullanımı ideal değildir. Günümüzde kullanılan dental kompozit reçineler için LED kürleştirici lambalar kullanılmaktadır ve bu lambalar kamforokinon emilimi için tasarlanmış olup absorbanı 470 nm'dir [Cramer et al., 2011].



Şekil 2.7: Kamforokinon'a ait molekül şekli.



Şekil 2.8: DMEM'ya ait molekül şekli.

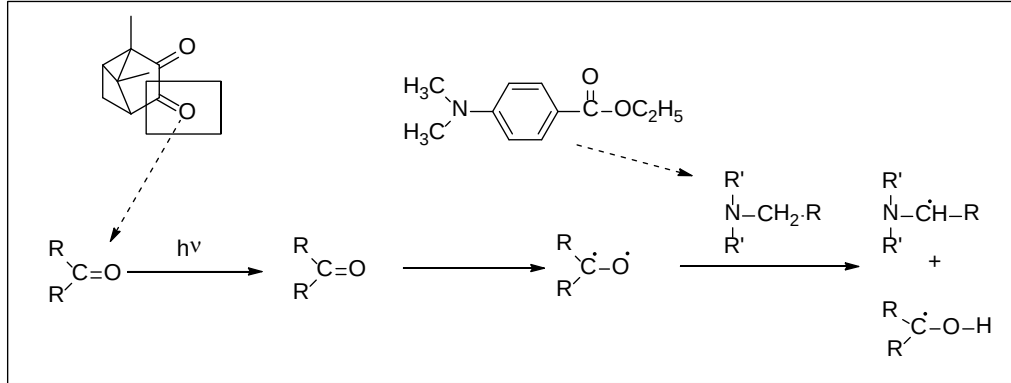
Tablo 2.3: Foto başlatıcıların molar absorpsiyon oranları.

Foto-başlatıcı	Absorbsiyon oranı/max (nm)
Monoasilfosfin oksit	300-430/381
Bisasilfosfin oksit	300-440/370
Fenilpropandion	300-480/393
Benzil	300-460/385
Benziltrimetilgerman	350-470/411
dibenzildietilgerman	350-490/418
Kamforokinon	400-550/470

2.3. Dış Dolgu Malzemelerinin Polimerizasyonu

Dental kompozit reçineler metakrilatın hızlı polimerleşmesini sağlamak için sistemde bir başlatıcı içerirler. İlk reçine bazlı kompozitler başlatıcı olarak benzoil peroksit ve tertieri amin aktivatörü içeren ikili sistemden oluşmaktaydı. Bu ikili sistem karıştırma yolu ile kimyasal reaksiyona girmektedir. Ancak bu kimyasal reaksiyonun kullanılması kompozitin renk kararlılığını azalttığı ve karıştırma esnasında gözenekliliğin artması nedeniyle mekanik özelliklerin azalması gözlemlenmesi ile birlikte sınırlandırılmıştır. Ayrıca klinik olarak kabul edilemeyecek sürede gerçekleşen bu polimerizasyon yerini foto-başlatıcılı sisteme bırakmıştır. Benzoin metil eter başlatıcılı polimerizasyon 340-380 nm dalga boyunda gerçekleşmektedir. Ancak bu dalga boyunda oluşabilecek doku hasarına ilişkin endişeler ve düşük monomer dönüşümü nedeniyle yöntem yetersiz hale gelmiştir. Modern kompozit reçinelerin polimerleştirilmesinde ise 450-500 nm’lik dalga boyu kullanılarak yeni bir sistem geliştirilmiştir [Curtis et al., 2008]. Bu sistemde monomer ticari olarak da kullanılan pek çok dış kompozit reçineleri gibi foto-başlatıcı sistemin serbest radikal oluşturmaları ile polimerleştirilir. Bunun için ağırlıkça %0,2-0,5 kamforokinon ve etil *p*-dimetil aminobenzoat (EDAMB) gibi tertieri amin kullanılır ve karışım görünür dalga boyu aralığında aktive edilir. α -amino alkil radikali tarafından başlatılan polimerizasyon liner olarak ilerleyen makro radikaller oluşturur. Bu makro radikaller reaksiyon süresince mikro jel parçacıkları oluşturur ki bu durum üç boyutlu polimer ağının oluştuğunu gösterir. Jel noktasından sonra polimerizasyon sistemi visko-elastik hal alır. Dimetakrilatlar için jel oluşum

süresi birkaç saniye sürmesine rağmen monomerin tamamen dönüşümü 20-60 saniye almaktadır [Klapdohr et al., 2005].



Şekil 2.9: Reaksiyon mekanizması.

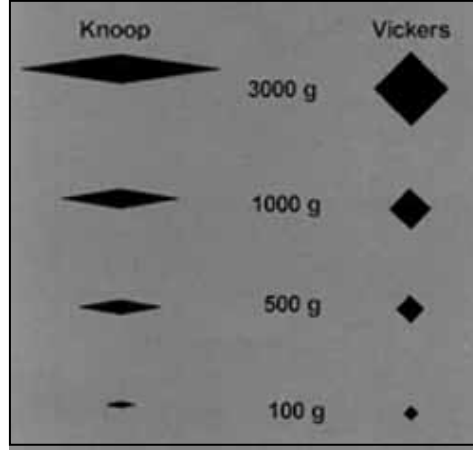
2.4. Dental Kompozit Reçinelerin Özellikleri

Bilindiği gibi diş kompozitlerinde istenen en önemli özelliklerinden biri olabildiğince yüksek mekanik mukavemete sahip olmasıdır. Bu nedenle diş dolgu malzemelerinden olan polimerik kompozitlerin mekanik özellikleri en çok ilgi duyulan konulardan biridir. Çekme mukavemeti, darbe mukavemeti, eğilme mukavemeti, sertlik, kırılma tokluğu gibi birçok kriter kompozit reçineleri değerlendirmek için kullanılmıştır. Bu tez çalışmasında da tasarlanan kompozit reçinelerin mekanik tayini için mikro sertlik ve eğilme mukavemeti testleri çalışılmıştır.

2.4.1. Sertlik

Sertlik, malzemenin deformasyona karşı direnci olarak tanımlanır. Deformasyon girinti, çizilme, aşınma veya işleme sonucunda olabilir. Yüzey girtisine dayalı çeşitli sertlik ölçme yöntemleri mevcuttur. Uygulanacak olan malzeme çeşidine göre farklılık göstermekle beraber Rockwell, Brinell, Vickers, Knoop olarak çeşitlendirilmektedir ve malzeme üzerinde girinti oluşturmak için kullanılan çentikleycileri farklıdır. Şekil 2.10'da farklı geometri ve yüke sahip çentikleycilerin oluşturduğu izler gösterilmiştir [Web 2, 2016]. Rockwell sertliği

ölçümü için küresel veya konik şeklinde çelik bilyalar, Brinell sertlik ölçümü için küresel çentikleyici, Vickers için piramit şeklinde elmas çentikleyici ve Knoop sertlik ölçümü için ise uzunlamasına bir tabana sahip piramidal şeklin elmas çentikleyicisi kullanılır.



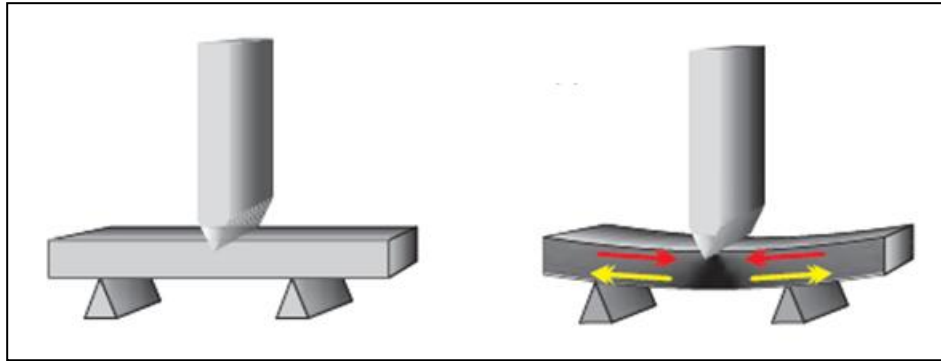
Şekil 2.10: Farklı geometri ve yüke sahip çentikleyicilerin oluşturduğu izler.

Çentiğin alanını veya derinliğini ölçmenin genel prensibi belirtilen tüm testler tarafından kullanılabilir ve girintilerin küçük boyutundan dolayı ilgili alanı ölçmek için farklı yakınlaştırmalarda mikroskoplar kullanılır. Testler, uygulanan kuvvet ve süre ile birlikte çentik materyali ve geometrisinde farklılık gösterir [Hasanain et al., 2012].

Dental reçine kompozitlerindeki sertliğin ölçülmesi, bileşenlerin her birinin farklı bir sertliğe sahip olmasından ötürü zorlayıcıdır. Bu zorlayıcı durumun üstesinden gelmek için ortak yaklaşım, mikro girinti sertlik ölçümlerinin kullanılmasıdır. Diş kompozit reçinelerinde hem Knoop hem de Vickers testleri, çentikleyicilerinin boyutundan dolayı mikro girinti testleri için kullanılırlar. Bu tez çalışmasında da Vicker mikro sertlik ölçüm testi ASTM E384-11 standardına uygun olarak gerçekleştirilmiştir. Vickers testinde, belirli bir yükleme ve zaman koşullarında bir piramit girinti yapılır. Sertlik, mm^2 cinsinden ölçülen girintinin yüzey alanının uygulanan kuvvet ile bölünmesiyle elde edilir.

2.4.2. Eğilme Mukavemeti

Diş dolgu malzemelerinin mekanik testleri arasında en çok kullanılan test yöntemlerinden biri de eğilme mukavemeti (3 nokta eğme) testidir. Şekil 2.11’de gösterildiği gibi orta noktaya harici bir kuvvet uygulandığında stres oluşumu gözlenir ve kirişin bükülmesi ile hem gerilme hem de basınç gerilmeleri oluşur [McCabe et al., 2008].



Şekil 2.11: Dental kompozit reçine için kiriş bükülmesi şematik gösterimi.

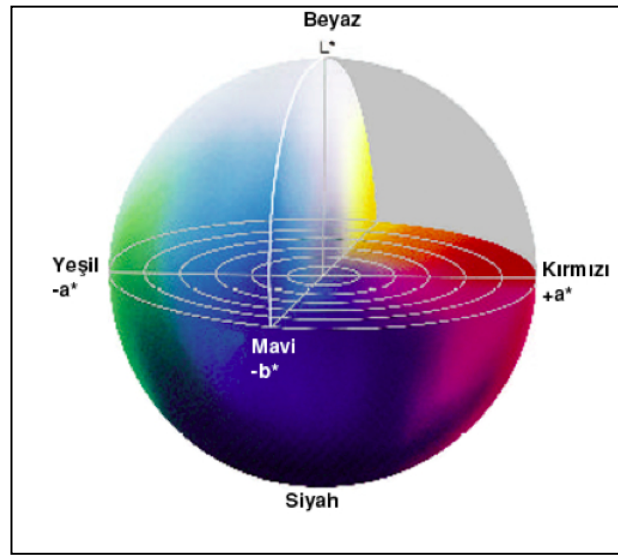
Bu tez çalışmasında kompozit diş dolgu malzemelerinin eğilme mukavemetleri ISO 4049:2009 standardı esas alınarak mukayese edilmiştir. Son zamanlarda, kompozit reçinelerin eğilme mukavemetleri hakkında çeşitli çalışmalar yapılmış olmasına rağmen bu özelliği geliştirmek için hala önemli gelişmelere ihtiyaç duyulmaktadır [Alsharif et al., 2014].

2.4.3. Renk Değişimi

Dokuyu taklit edebilen materyallerin önemi her geçen gün artmaktadır [Vichi et al., 2004]. Bu nedenle, diş ve restoratif malzeme arasındaki doğru renk eşleşmesi hastaların yaşam kalitesini artırdığı için önem kazanmaktadır. Ancak, kompozit reçine restorasyonlarının renk stabilitesi önemli olmasına rağmen uzun süreli renk çalışmaları azdır [Chen et al., 2014].

Kompozit reçinelerin renk değişimi iç veya dış etkilere kaynaklanıyor olabilir [Nasim et al., 2010]. Kamforokinon kullanılarak görünür dalga boyunda kürleştirilen kompozit reçineler dönüştürülmemiş kamforokinon içerir ve bu durum

sarımsı renk değişimine sebep olur. Foto-başlatıcı sisteminin diğer bileşeni olan tertiar aminler de ısı veya ışık etkisi altında sarı veya kahverengi renk değişimine sebep olur. Bunlar iç etkilere kaynaklanan renk değişimleridir. Ayrıca kompozit reçinelerin estetik özelliklerini devam ettirmeleri için renk stabilitesini koruması gerekmesine rağmen dış etkenler arasında olan kahve, kola, çay gibi içeceklerin kullanılması kompozit reçinelerde renk değişimine sebep olmaktadır [Ertaş vd., 2006, Afzali et al., 2015, Fontes et al., 2009, Stober et al., 2001]. Ayrıca renk kararlılığı monomer dönüşümü, polimerizasyon süresi ve maruz kalınan gıda boyaları gibi etmenlerden de etkilenmektedir [Papadopoulos et al., 2010].



Şekil 2.12: Renk Koordinatları.

Renk değişimi tanımlı kişiden kişiye değişebileceği için ve insan gözünün yapamayacağı küçük renk değişimlerinin algılanması konusu dikkate alınarak bir nesnenin renk özelliklerinin belirlenmesi için 3 parametreden oluşan bir sistem geliştirilmiştir ve bu geliştirilen sistem yaygın olarak kullanılmaktadır. CIE (*Commission Internationale d'Eclairage*) L^* a^* b^* ölçeği olarak bilinen bu sistemde renk değişimi (ΔE) nicel olarak tanımlanır [Sabatini et al., 2012].

Kompozit reçinelerin renk skalasındaki renginin belirlenmesinde kullanılan L^* Şekil 2.12' de gösterilen renk koordinatındaki değeri renksiz alanı tanımlar ve siyah ile beyaz noktaları arasında değer verir. Ölçümlerdeki a^* değeri yeşil ve kırmızı koordinatlarında değer verirken b^* ise sarı ve mavi koordinatlarında değer vererek örneklerin skaladaki yeri tam olarak belirlenerek net renk sonuçları verilmiş olur.

3. MATERİYAL VE YÖNTEM

3.1. Kullanılan Kimyasallar

Bu tez çalışmasında kullanılan kimyasallar saflaştırma işlemi uygulanmadan kullanılmıştır.

Tablo 3.1: Çalışmada Kullanılan Kimyasallar.

Kimyasalın Adı	CAS No	Marka
Bis fenol A glisidilmetakrilat	1565-94-4	Aldrich
Trietilenglikoldimetakrilat	109-16-0	Aldrich
Kamforokinon	10373-78-1	Aldrich
2-dimetilaminoetilmetakrilat	2867-47-2	Aldrich
Silika (Aerosil ® 805)	67 762-90-7	Evonic
3-propilaminotrimetoksisilan	237-511-5	Aldrich
3-propilaminotrietoksisilan	919-30-2	Alfa Aesar
Tetraetoksisilan	78-10-4	Sigma-Aldrich
Sitrik asit	77-92-9	VWR
n-propilamin	107-10-8	Fluka
Siklohekzan	110-82-7	Meck
Sülfürik Asit	7664-93-9	Sigma-Aldrich

3.2. Cihazlar

3.2.1. FTIR Spektrometresi

Sentezlenen polimerlerin FTIR spektrumları için Perkin Elmer infrared spektrometresi kullanılarak 4000-450 cm^{-1} arasında ölçümleri yapıldı. Spektrumlar, 1 taramayı ortalama 1 s boyunca 4 cm^{-1} çözünürlükte alındı.

3.2.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Jeol jsm-6510lv cihazı ile nano boyuttaki kompozit yapıların morfolojik incelemesi yapıldı.

3.2.3. Termal Gravimetrik Analiz (TGA)

Perkin Elmer Pyris 1 cihazı kullanılarak sentezlenen polimerler termogravimetrik olarak 0-500 $^{\circ}\text{C}$ arasında incelendi.

3.2.4. Diferansiyel Taramalı Kalorimetre (DSC)

Perkin Elmer Jade cihazı ile sentezlenen polimerlerin 0-400 $^{\circ}\text{C}$ sıcaklık arasında ve 10.00 $^{\circ}\text{C}/\text{min}$ artışla ölçümleri yapıldı.

3.2.5. Geçirimli Elektron Mikroskobu (TEM)

Feg-sem jeol jsm 6335f taramalı elektron mikroskobu ile elde edilen nano boyuttaki selülozun morfolojik yapısı incelendi.

3.2.6. X Işını Kırınım Cihazı (XRD)

A Miniflex 600 XRD cihazı ile mikro ve nano boyuttaki selülozun kristalineteleri incelendi. 30 kV'lık sabit bir gerilim ve 15 mA'lık akım X-ışını

taramaları için kullanılmıştır. Numuneler, ortam sıcaklığında 1°/ dak'lık bir tarama hızında ve Bragg açısı, 2θ aralığı 3 ila 90° arasında çalıştırıldı.

3.2.7. X Işını Fotoelektron Spektroskopisi (XPS)

XPS-PHI cihazı ve Al monokromotik X ışını anodu kullanılarak silanlanan nano boyuttaki selülozun genel ve kısmi tarama yapıları karakterizasyonu gerçekleştirilmiştir.

3.2.8. Renk Ölçüm Cihazı

Kompozit reçinelerin renk değişiminin ölçülmesi için Konica Minolta CM-5 cihazı kullanılmıştır.

3.2.9. Mikro Sertlik Ölçüm Cihazı

Hazırlanan kompozit reçinelerin Vickers mikro sertlik değerleri Instron 2100 cihazı ile belirlenmiştir.

3.2.10. Homojenizatör

Mikro kristalin selülozdan nano kristalin selüloz elde edebilmek için SPX APV 2000 marka cihaz kullanılmıştır.

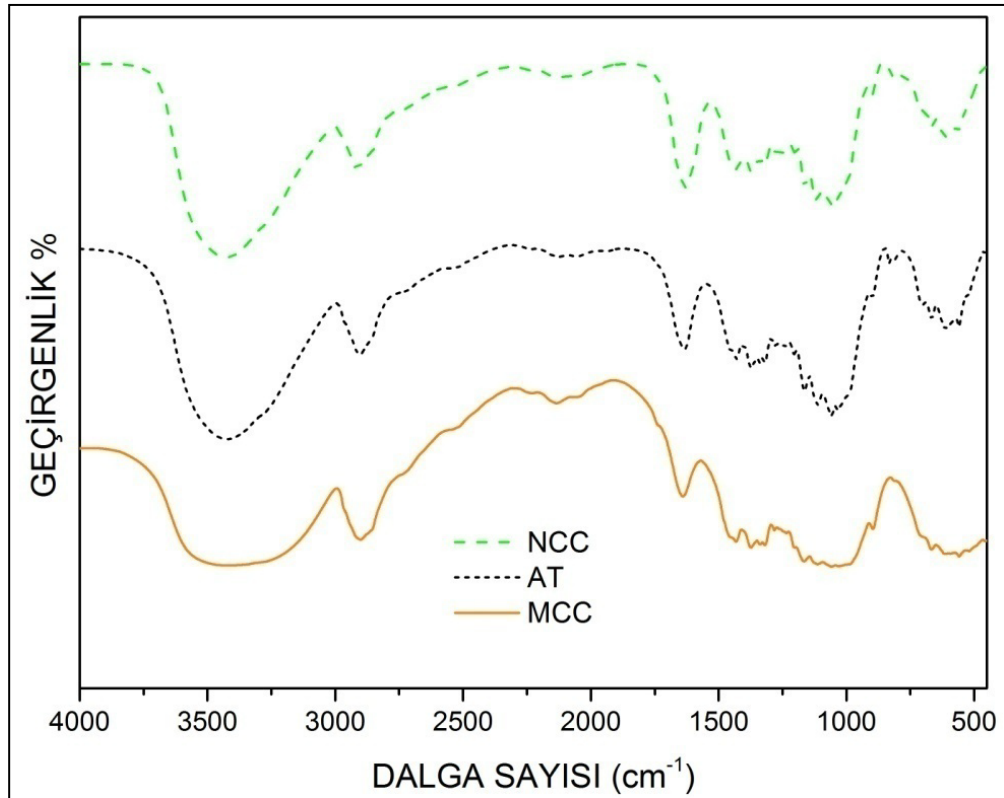
3.2.11. Zeta Sizer

Elde edilen NCC'nin parçacık boyutu ölçümleri için Zetasizer Nano ZSP cihazı kullanıldı.

4. DENEYSEL BÖLÜM

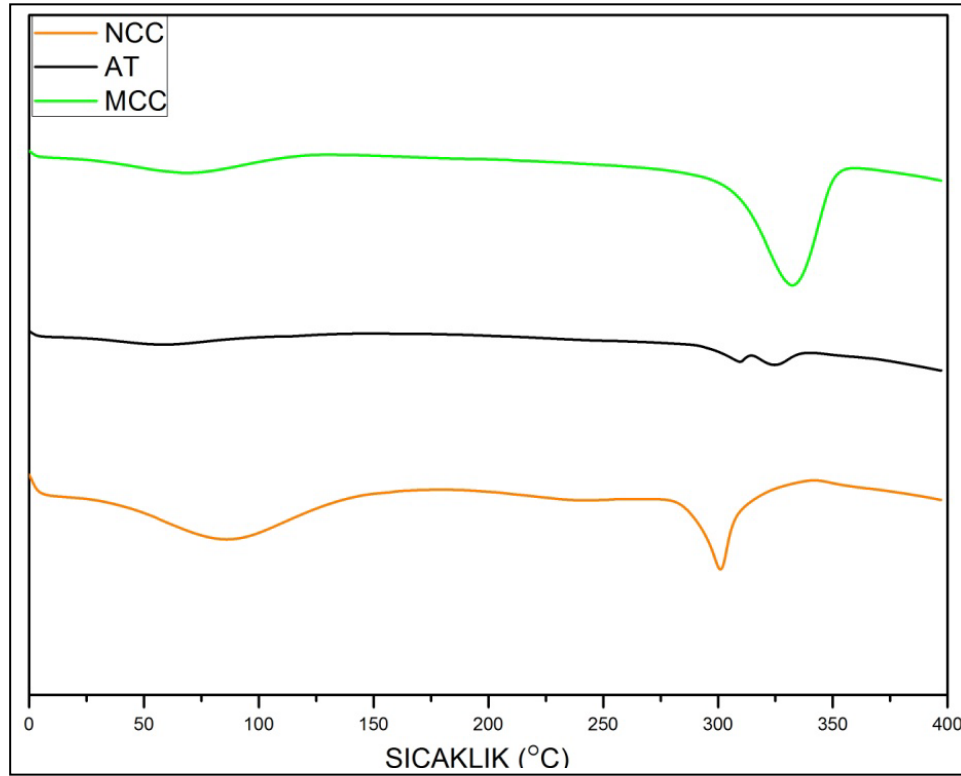
4.1. Mikro Kristalin Selülozdan Nano Kristalin Selüloz Eldesi

Nano kristalin selüloz elde edebilmek için öncelikle mikro kristalin selülozun üzerine kütlece %60-65'lik sülfürik asit çözeltisi yavaş yavaş eklendi. Asit miktarı asit/selüloz oranı 8-10 olacak şekilde ayarlandı. 50 °C'de 60 dk mekanik karıştırıcıda karıştırıldı. Reaksiyon sonunda karışım 10 kat soğuk su ile seyreltilti. 4500 rpm'de 20 dk santrifüj yapıldı ve pH değeri 6-7 olana dek saf su ve sodyum bikarbonat çözeltisi ile yıkanarak santrifüj işlemi tekrar edildi. Elde edilen katı kısım dondur-kurut cihazında kuruldu. %1-2'lik selüloz süspansiyonu hazırlandı ve yüksek basınçlı homojenizatör cihazı ile parçacık büyüklüğü nano boyuta indirildi [Ioelovich et al., 2012].



Şekil 4.1: Nano ve Mikro Boyuttaki Selülozlara ait FTIR Spektrumu.

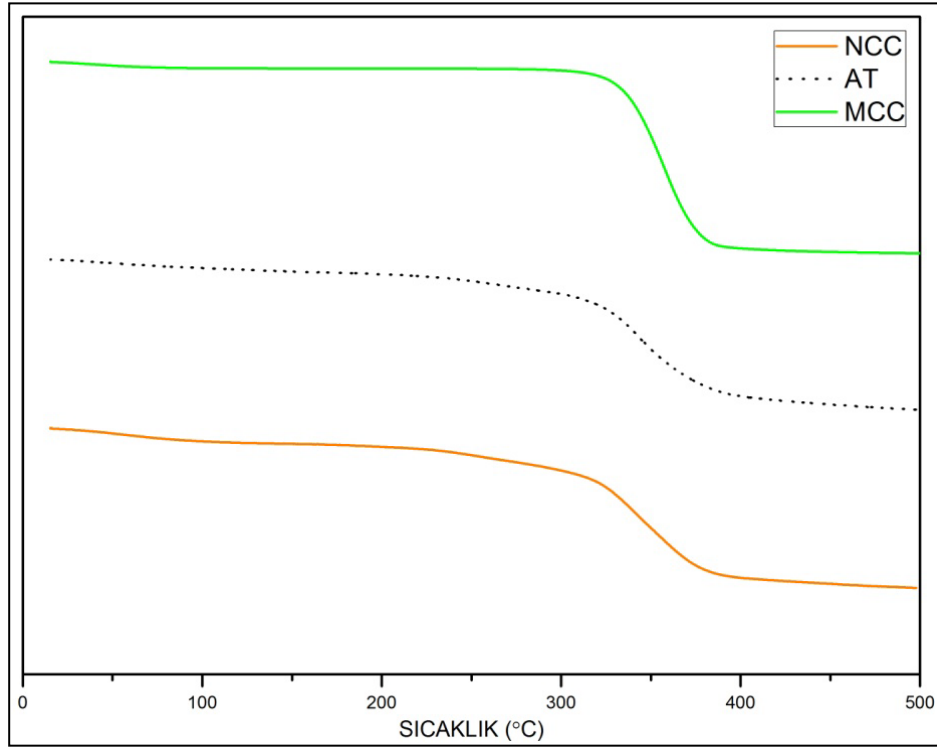
Nano boyutta selüloz elde etmek için başlangıçta kullanılan MCC, asitle muamele edilme aşamasındaki selüloz (AT) ve elde edilen NCC farklı karakterizasyon metotları ile karakterize edilmiştir. Şekil 4.1'deki FTIR spektrumunda her üç aşamaya ait FTIR dataları mevcuttur ve spektrumların yaklaşık olarak aynı olduğu gözlenmektedir. Literatüre göre, 3300 cm^{-1} de gözlenen geniş pik OH gruplarının O-H gerilme titreşimine, 2900 cm^{-1} C-H gerilme titreşimine, 1102 cm^{-1} ve 1170 cm^{-1} arasındaki pik ise C-O-C gerilme titreşimine aittir [Ma et al, 2015].



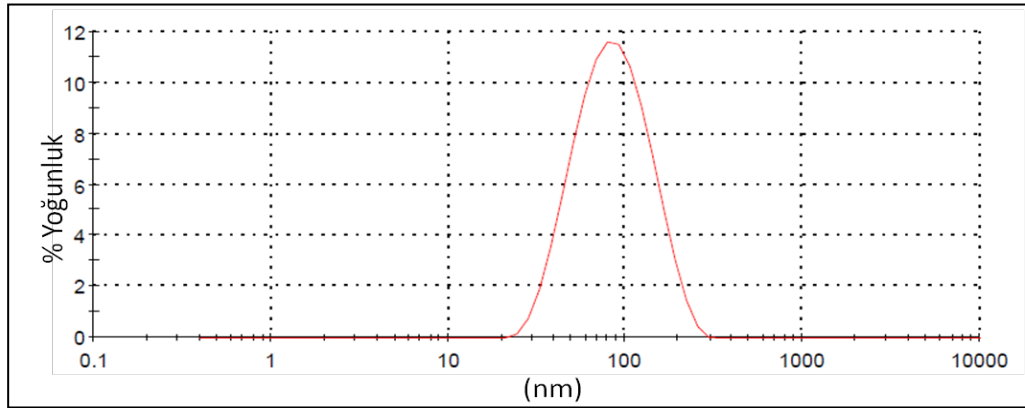
Şekil 4.2: Nano ve Mikro Boyuttaki Selülozlara ait DSC Diyagramları.

FTIR spektrumunda üç ürün arasında pek fark gözlenmemiş olsa da termal davranışlarında farklılık olduğu DSC ve TGA diyagramlarında gözlenmiştir. 0 °C ve 400 °C arasında yapılan DSC taramada 270-350 °C arasında piklerin farklı konumlandığı belirlenmiştir. MCC'ye ait T_m sıcaklığı yaklaşık 340 °C de gözlenmiştir. Asitle muamele yoluyla selüloz kristalleri yeniden düzenlenebilir ve yeniden yönlendirilebilir; bu da, daha iyi termostabiliteye sahip daha kompakt bir kristal yapıya neden olur. Ancak, bu durum selülozun yapısı değiştirilebilir ve molekül ağırlığı veya polimerizasyon derecesi düşer [Ma et al, 2015]. Dolayısıyla

NCC'ye ait T_m sıcaklığı yaklaşık 300 °C de gözlenmiş ve MCC'ye kıyasla T_m sıcaklığında düşüş olduğu Şekil 4.2'e göre belirlenmiştir. Asitle muamale aşamasında ise homojen bir ortam olmadığı görülmekte ve bu nedenle 320-330 °C arasında iki pik gözlenmektedir. 0-500 °C arasında gerçekleştirilen termogravimetrik analiz sonuçları Şekil 4.3'de gösterilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre farklı kimyasal yapılarından dolayı farklı dekompoze sıcaklıkları olduğu gözlenmiştir [Ma et al, 2015, Morais et al, 2013].

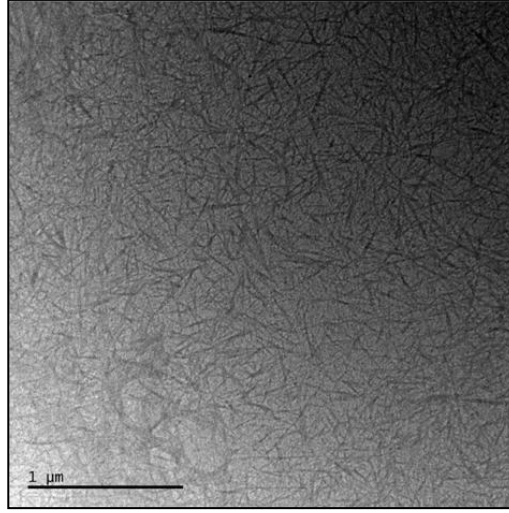


Şekil 4.3: Nano ve Mikro Boyuttaki Selüzlara ait TGA Diyagramları.



Şekil 4.4: NCC'ye ait parçacık büyüklüğü analizi.

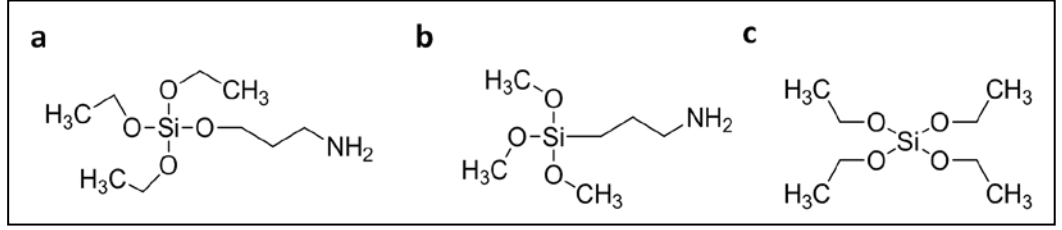
Elde edilen nano selülozun boyut/% yoğunluk grafiği Şekil 4.4’ da verilmiştir. Su ile seyreltik suspansiyonu hazırlanan NCC için yapılan parçacık büyüklüğü dağılım analizi sonucunda elde edilen pikin homojen olduğu ve ortalama selüloz fiber boyutunun 73,80 nm olduğu belirlendi. Ayrıca, Şekil 4.5’ de gösterilen TEM görüntüsünde NCC fiberlerinin yapısı ve nano boyutta olduğu gözlenmektedir.



Şekil 4.5: NCC’ye ait TEM görüntüsü.

4.2. NCC’nin Organo Silanlarla Modifikasyonu

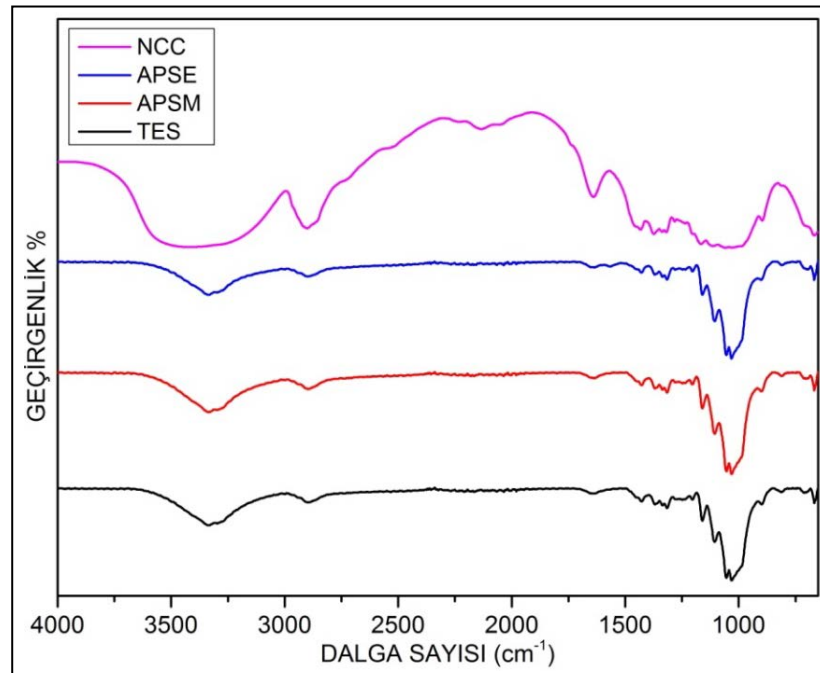
Nano boyutta elde edilen selülozun 0,5 g tartımı alındıktan sonra 100 ml saf su ile dispersiyonu hazırlandı. Hazırlanan dispersiyona damla damla sitrik asit çözeltisi eklenerek pH değeri 5,4 e getirildi ve bu işlem sırasında karışım sürekli olarak manyetik karıştırıcı ile karıştırıldı ve homojen bir karışım elde edilmesi sağlandı. Kullanılmak istenen organo silan 100 mM’lık miktarı hesaplanarak suspansiyona eklendi ve 2 saat oda sıcaklığında karıştırılarak modifiyasyonun gerçekleşmesi sağlandı. 2 saatin sonunda santrifüj yardımıyla (4000 rpm, 20 dk) modifiye selüloz ayrıldı. Aynı işlem saf su ile 2 kez daha tekrarlandı [Raquez et al., 2012]. Kurutma işlemi için dondur-kurut cihazı kullanıldı ve kuruyan modifiye nano selüloza tavlama işlemi uygulandı (8 saat, 110 °C). Bu tez çalışması için nano selülozun 3 ayrı organosilan ile modifikasyonu yapıldı. Kullanılan organosilanlar 3-propilaminotrimetoksisilan (APSM), 3-propilaminotrietoksisilan (APSE), tetraetoksisilan (TES) ’dır (Şekil 4.6).



Şekil 4.6: Kullanılan Organosilika Çeşitleri; a) 3-propilaminotrietoksisilan, b) 3-propilaminotrimetoksisilan, c) tetraetoksisilan).

3 farklı silan ile modifikasyonu yapılan NCC'nin FTIR, X-ışını Fotoelektron Spektroskopisi (XPS) ve Enerji Dağılımlı X-ışını Spektroskopisi (EDX) ile karakterizasyonları gerçekleştirilmiştir.

Gerçekleştirilen karakterizasyonlarda, 3-propilaminotrietoksisilan ile silanlanan NCC için APSE, 3-propilaminotrimetoksisilan ile silanlanan NCC için APSM ve tetraetoksisilan ile silanlanan NCC için TES kodları kullanılmıştır.

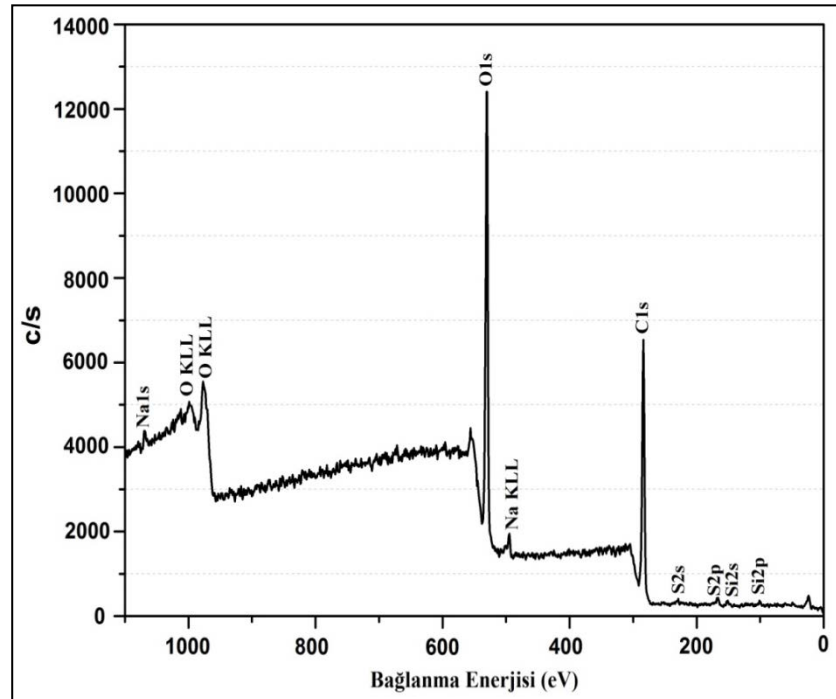


Şekil 4.7: Silanlanan Nano Selülozlara ait FTIR Spektrumları.

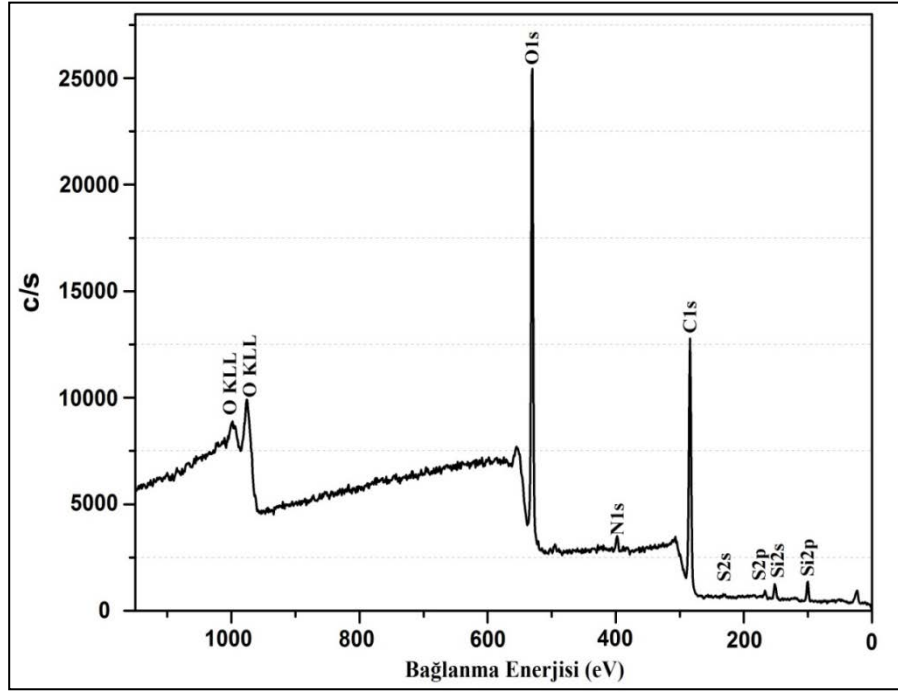
4.2.1. Silan Modifiye NCC'nin XPS ile Karakterizasyonu

XPS analizi, materyallerin yüzeyleri hakkında kimyasal bilgi elde etmek amacıyla kullanılan bir karakterizasyon yöntemidir. Çalışma prensibi ise; örnek üzerine hızlandırılmış bir X-ışını çarpmasıyla çekirdeğe yakın olan tabakadan elektron fırlaması şeklindedir. Bu fırlayan fotoelektronun enerjisi kendisini oluşturan elektronun veya X-ışını fotonunun enerjisine bağlıdır. Bu fotoelektronların enerjisinin belirlenmesine XPS denir [van der Heide et al., 2011].

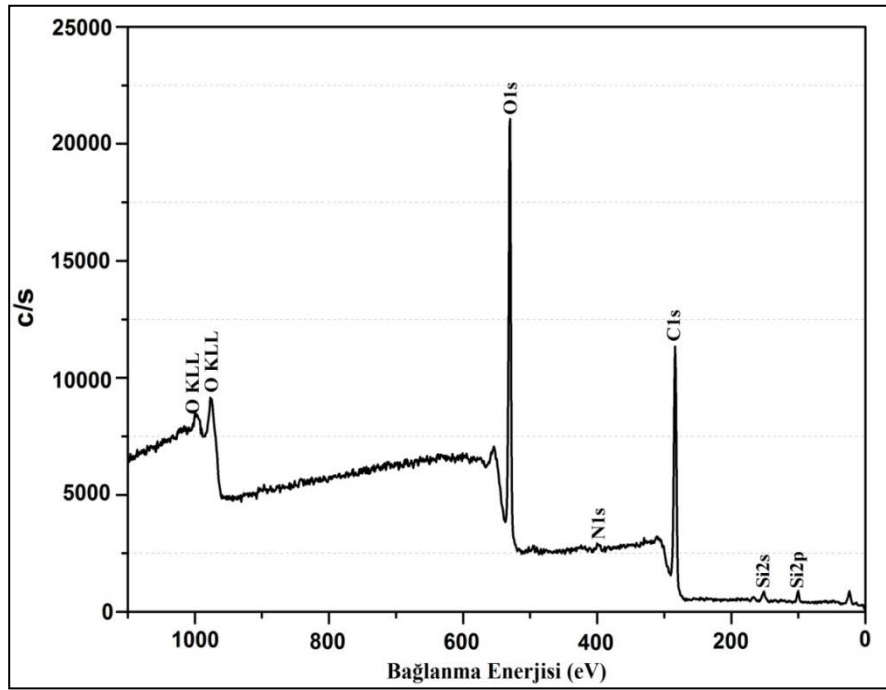
Bu tez çalışmasında ise NCC moleküllerinin farklı silanlar ile modifikasyonu sağlanmıştır. Bu modifikasyonun sağlanıp sağlanmadığı veya % silanlanma oranı için XPS yöntemi ile karakterizasyonu tercih edildi. Hem silanlanmamış NCC hem de 3 farklı silan ile silanlanmış NCC moleküllerine ait XPS spektrumları Şekil 4.8, 4.9, 4.10, 4.11'de belirtilmiştir. NCC elde edilme prosedüründen dolayı NCC'ye ait XPS spektrumunda Na, S, NCC/APSE'ye ait XPS spektrumunda N, S, NCC/APSM'ye ait XPS spektrumunda N ve NCC/TES'a ait XPS spektrumunda ise Na bulunduğu gözlenmiştir. Ayrıca, en yüksek silanlanma oranı NCC/APSE' de olmakla beraber sırasıyla NCC/APSM ve NCC/TES 'de ki silanlanma oranları giderek azalmıştır. % silanlanma oranları Tablo 4.1' de verilmiştir.



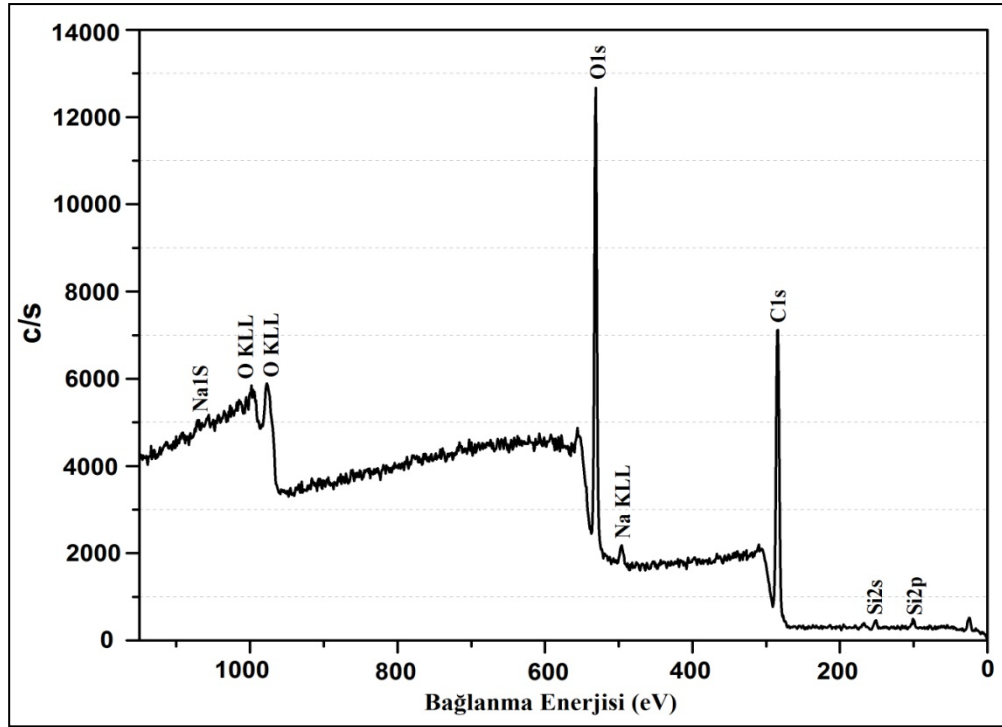
Şekil 4.8: NCC'ye ait XPS Spektrumu.



Şekil 4.9. NCC/APSE'ye ait XPS Spektrumu.



Şekil 4.10. NCC/APSM'ye ait XPS Spektrumu.



Şekil 4.11. NCC/TES'e ait XPS Spektrumu.

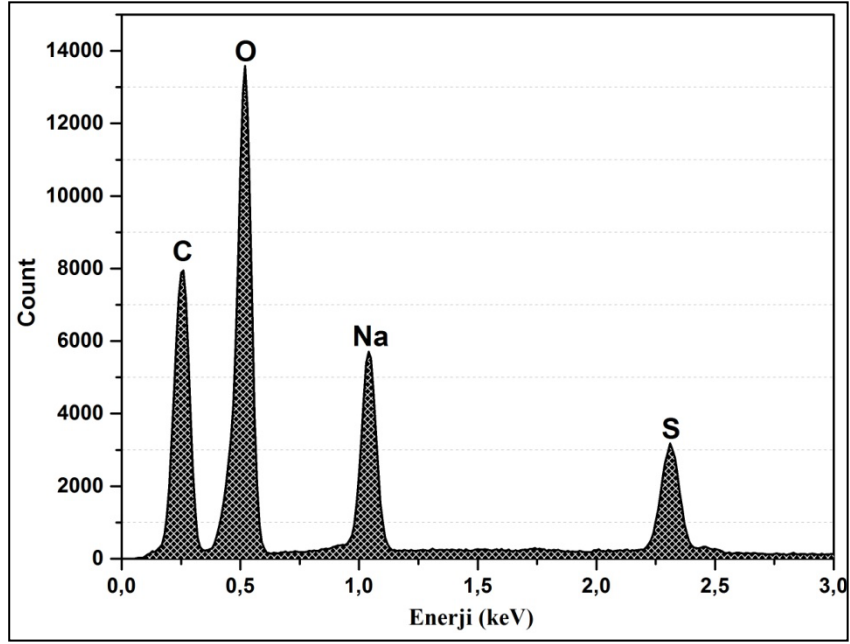
Tablo 4.1: NCC ve Silan Modifiye NCC Gruplarına Ait % Atom Oranları.

% Atom oranı						
Örnek	C	O	Si	S	N	Na
NCC	56,8	41,6	0,4	0,6	-	0,6
NCC/APSE	53,6	41	2,7	0,5	2,2	-
NCC/APSM	58,9	38,2	1,7	-	1,2	-
NCC/TES	62,5	35,5	1,5	-	-	0,4

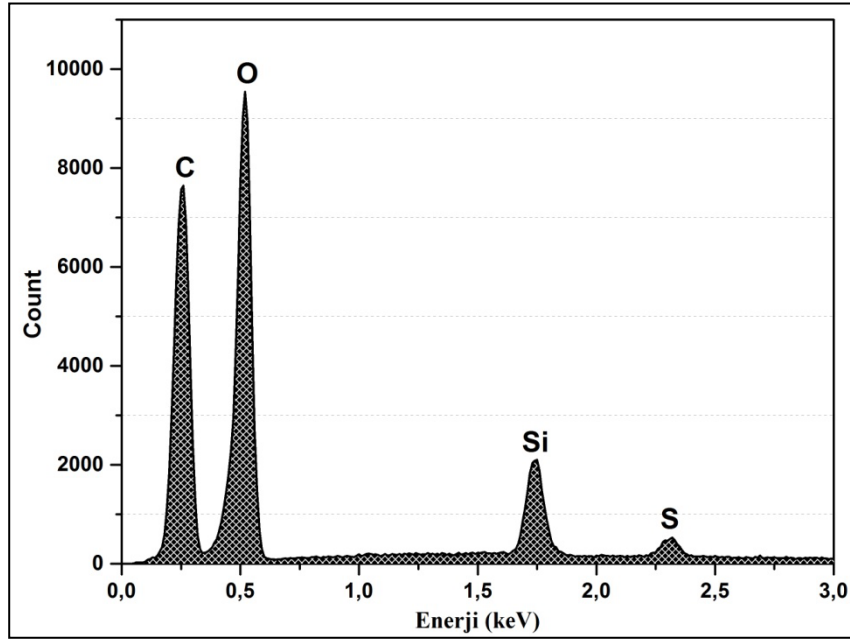
4.2.2. Silan Modifiye NCC'nin EDX ile Karakterizasyonu

EDX, bir numunenin elemental analizi veya kimyasal karakterizasyonu için kullanılan analitik tekniktir, X-ışını kaynağının ve örneğin etkileşimine dayanır. Elektron mikroskopta görüntü elde etmek için elektron demeti kullanılır. Elektron demeti numuneye çarptığında içerdiği elementlerden karakteristik X-ışınları (elektron ile uyarma) da ortaya çıkarır. Bu tez çalışması için NCC, NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TEOS örnekleri için EDX analizi gerçekleştirildi ve aşağıdaki

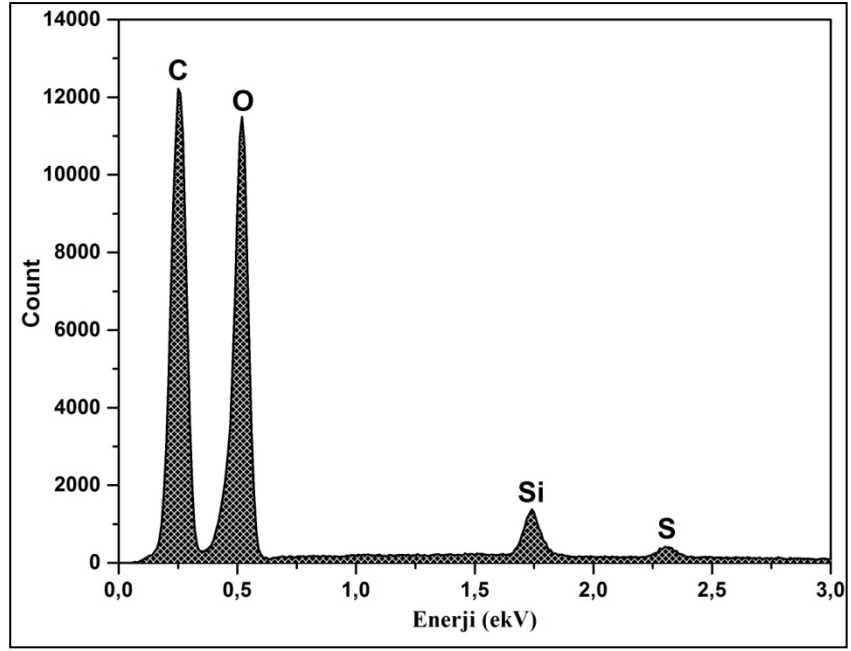
spektrumlarda da görüldüğü gibi NCC yapısında Si bulunmazken NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES örneklerinde Si bulunduğu gözlenmiştir.



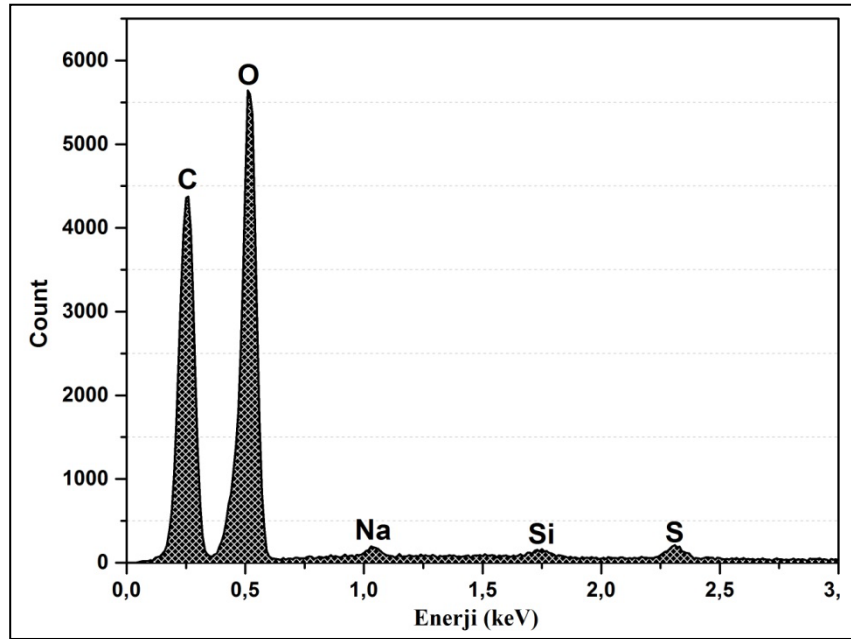
Şekil 4.12. NCC'ye ait EDX Spektrumu.



Şekil 4.13. NCC/APSE'ye ait EDX Spektrumu.



Şekil 4.14. NCC/APSM'ye ait EDX Spektrumu.



Şekil 4.15. NCC/TES'a ait EDX Spektrumu.

4.3. NCC ve Silan Modifiye NCC İçeren Dental Kompozit Reçinelerin Hazırlanması

Kompozit reçine taşıyıcı fazı için BisGMA/TEGDMA monomer karışımı ağırlıkça 50:50 oranında kullanıldı. Ancak dolgu malzemeleri nano boyutta olduğu için karışımın içindeki topaklanmayı engellemek adına kompozit sistemi hazırlamaya aseton ve TEGDMA karışımı ile başlandı. Öncelikle kontrol grubu olan ve yalnızca silika (ağırlıkça %50) içeren kompozit reçine hazırlandı. Bunun için gerekli olan dolgu malzemesinin tartımı alındıktan sonra aseton ve TEGDMA karışımında ve sonikatör yardımıyla homojen olarak dağılması sağlandı. Rota evaporatörde aseton uçurulduktan sonra karışıma BisGMA ilave edilerek spatül yardımıyla karıştırıldı. Kompozit sisteme foto-başlatıcı sistemi olan kamforokinon (%0,2) ve DMEM (%0,8) eklenerek kompozit reçine hazırlandı. Dolgu malzemesi olarak modifiye edilmemiş selüloz toplam dolgu malzemesi %50 olacak şekilde (silika+selüloz) %0,5, %1, %2 ve %4 oranlarında ilave edildi ve renk ve mikro sertlik sonuçlarına göre en iyi değerleri veren %0,5’de kontrol grubu ile aynı metodla elde edildi. Elde edilen kompozit reçineler renk, mikro sertlik, 3 nokta eğme testleri için uygun ölçülerdeki kalıplarda UV ile polimerleştirildi.

Tablo 4.2: Çalışmada Kullanılan Örnek Grupları ve Kodları.

Örnek Kodu	İçeriği
50S/0	Ağırlıkça %50 Silika
50S/0,5	Ağırlıkça %50 (Silika + %0,5 NCC)
50S/1	Ağırlıkça %50 (Silika + %1 NCC)
50S/2	Ağırlıkça %50 (Silika + %2 NCC)
50S/4	Ağırlıkça %50 (Silika + %4 NCC)
NCC/APSE	Ağırlıkça %50 (Silika + %0,5 APSE ile silanlanmış NCC)
NCC/APSM	Ağırlıkça %50 (Silika + %0,5 APSM ile silanlanmış NCC)
NCC/TES	Ağırlıkça %50 (Silika + %0,5 TEOS ile silanlanmış NCC)

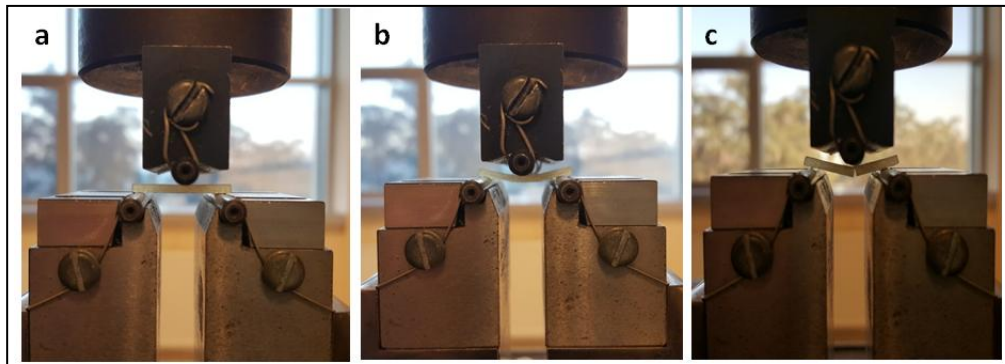
Tablo 4.3: Kompozit Reçinelere Uygulanan Testler ve Kalıp Ölçüleri.

Uygulanan Test	Kalıp Ölçüsü (mm)
Renk	10X2 (silindirik)
Mikro Sertlik	10X2 (silindirik)
3 Nokta Eğme	2X2X25

4.4. Dental Kompozit Reçinlerin Bükülme Mukavemeti Testleri

Kompozit reçinelerin bükülme mukavemeti testleri ve bükülme mukavemeti modülü için 2x2x25 mm çaplarındaki örneklerden her grup için 20'şer adet hazırlandı. Hazırlanan örneklerin 10 tanesi kuru 10 tanesi ise ıslak olarak test edildi. Bu test ölçümü için ISO 4049:2009 standardı uygulandı. Test için 1mm/dk'lık hız ve hesaplama için; $FS=3pL/2bd^2$ formülü kullanıldı. Tez çalışması kapsamında hazırlanan örneklerin bükülme mukavemeti testleri esnasında elde edilen fotoğraflar Şekil 4.16'de gösterilmiştir.

- FS: Bükülme Mukavemeti (MPa)
- p: Uygulanan yük
- L: Açıklık uzunluğu
- b: Örnek genişliği
- d: Örnek kalınlığı



Şekil 4.16: Bükülme mukavemeti testinde a) test başlangıç, b) maximum yük ve c) kırılma anına ait fotoğraflar.

4.5. Dental Kompozit Reçinlerin Mikrosertlik Testleri (Vickers)

Kompozit reçinelerin mikrosertlik testleri için Vickers elmas piramit çentik ucu kullanıldı. Bu işlem ASTM E384-11 standardına göre gerçekleştirilmiştir. Test için 2 mm kalınlığında ve 1 cm çapındaki silindirik şeklindeki örneklerden her grup için 20'şer tane hazırlandı. Bu örneklerin 10 tanesi kuru olarak diğer 10 tanesi ise 1 gün oda sıcaklığındaki saf su içerisinde beklenerek test edildi. Test yapılacak yüzeyler zımparalanarak pürüzsüz hale getirildi. Test ölçümleri 300 g yükün 10 sn boyunca uygulanmasıyla gerçekleştirildi ve HV değeri hesaplandı. Tez çalışması kapsamında hazırlanan örneklerin mikrosertlik testleri esnasında elde edilen fotoğraflar Şekil 4.17'da gösterilmiştir.

- $HV=1854.4P/d^2$
- HV: Vickers sertlik değeri: N/mm^2
- 1854.4: Katsayı
- P: Test yükü
- d^2 : İzin alanı



Şekil 4.17: Mikrosertlik ölçümüne ait fotoğraf.

4.6. Dental Kompozit Reçinlerin Renk Testleri

Renk testi için 2 mm kalınlığındaki ve 1 cm çapındaki silindirik kalıpla her grup için 20'şer örnek hazırlandı. Bu örneklerin renk ölçümü için yapılacak iki yüzeyleri zımparalanarak pürüzsüz hale getirildi ve Konica Minolta CM-5 renk

cihazı ile ön ölçümleri yapılarak elde edilen değerler kaydedildi. Daha sonra örnekler su, çay, kahve ve kola içeceklerinde her gün 1 saat olacak şekilde ve 37 °C’de 1 hafta bekletildi. Her günün sonunda içeceklerden uzaklaştırılan örnekler saf su ile yıkanarak ertesi gün için bekletildi.

4.6. 1. Renk Testi için İçeceklerin Hazırlanması

Kompozit reçinelerin renk değişimini gözlemek için belirlediğimiz içeceklerin hazırlanışı şu şekildedir;

Su: Saf su, Kola: Coca Cola

Kahve: 3,6 g kahve (Nescafe Gold) 300 ml su içerisinde çözünerek hazırlandı [Ertaş vd., 2006].

Çay: 2 paket Lipton Yellow Label Tea poşet çay 300 ml su içerisinde 10 dk bekletilerek hazırlandı [Afzali et al., 2015].



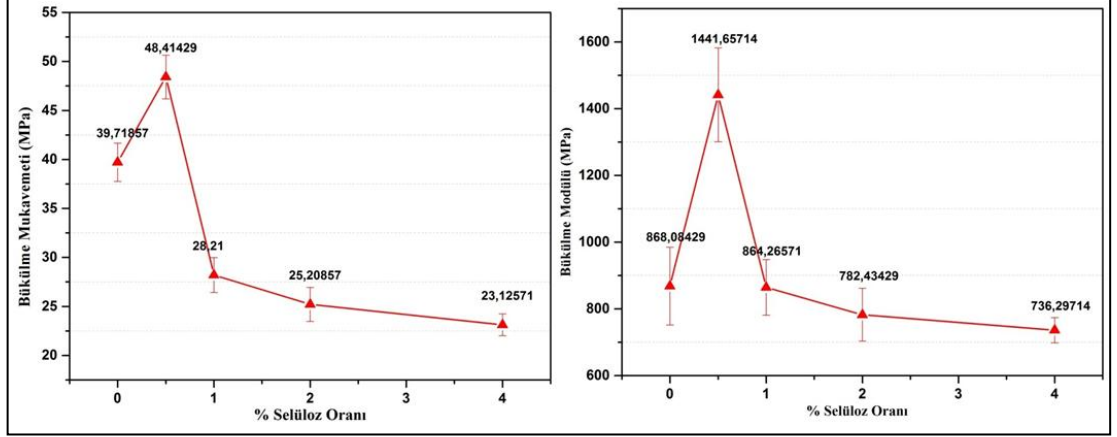
Şekil 4.18: Renk ölçüm cihazına ait fotoğraf.

5. GENEL SONUÇ VE TARTIŞMA

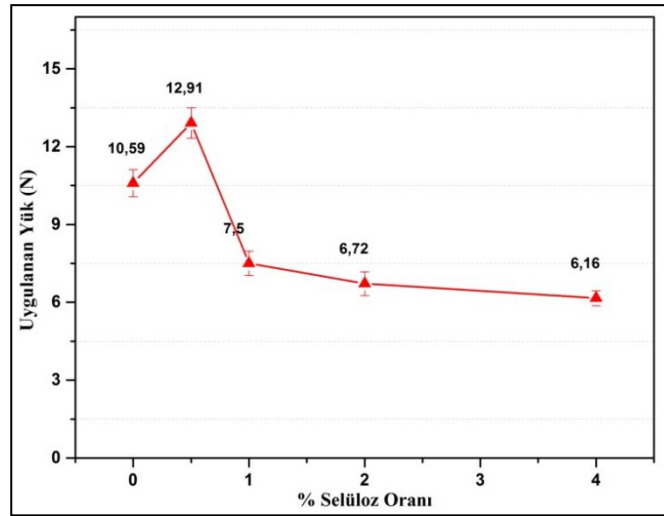
5.1. Dental Kompozit Reçinelerin Bükülme Mukavemeti Değerlendirmesi

Tez çalışması kapsamında hazırlanan dental kompozit reçineler 2 x 2 x 25 mm'lik dikdörtgen şeklindeki paslanmaz çelik kalıplarda kürleştirildikten sonra bükülme mukavemeti ve bükülme modülü değerlerine göre kıyaslandı. Elde edilen veriler doğrultusunda çizilen grafikler Şekil 5.1-5.8 arasında gösterilmiştir. Kullanılan dolgu malzemesi miktarının ve silanlama prosesinin bükülme mukavemeti değerlerine önemli etkileri olduğu gözlenmiştir. Literatürdeki çalışmalarla kıyaslanacak olursa; Alsharif ve arkadaşları BisGMA ve TEGDMA monomerlerini ağırlıkça %75/25 oranında kullanarak hazırladıkları dental kompozit reçinelere dolgu malzemesi olarak farklı oranlarda ve yaklaşık 4,6 mikron parçacık büyüklüğünde Al_2O_3 kullanmışlardır. %0, %40, %50 ve %60 oranlarında kullanılan Al_2O_3 , bükülme mukavemetini 1,5 GPa'dan sırasıyla 3,7, 4,7 ve 5,7'ye çıkartmıştır [Alsharif et al., 2014]. Khvostenko ve arkadaşlarının çalışmasında ise Bis-GMA ve TEGDMA monomerlerini ağırlıkça %50/50 oranında kullanılmış ve dolgu malzemesi olarak ise %5, %10 ve %15 oranlarında biyoaktif cam kullanılmıştır. 24 saat saf su içerisinde bekletilmiş olan örneklerle ait bükülme mukavemeti (MPa) değerleri sırasıyla; 112,8, 116,4 ve 116,9 olarak belirlenmiştir. %10 biyoaktif cam içeren grupta artış gözlenirken %15 oranında biyoaktif cam içeren grupta %10'luk gruba kıyasla önemli bir artış olmadığı gözlenmektedir [Khvostenko et al., 2013]. Tez çalışmasının ilk aşamasını kapsayan ve farklı oranlarda NCC içeren grupların bükülme mukavemeti kıyaslandığında en yüksek mukavemete sahip olan grubun 50S/0,5 grubu olduğu belirlenmiştir. Grupların kendi arasında % bükülme mukavemeti (MPa) değerlerine göre kıyasları ise şu şekildedir; 50S/0 grubuna kıyasla 50S/0,5 grubunun bükülme mukavemetinde yaklaşık %22'lik bir artış olduğu gözlenirken 50S/1 ve 50S/2 gruplarının kendi aralarında çok bir fark gözlenmediği kontrol grubuna göre ise %29 ve 50S/0,5 grubuna göre %42 düşüş olduğu gözlenmiştir. Ayrıca 50S/4 grubu ise kontrol grubuna göre %42 ve 50S/0,5 grubuna göre %52 oranında mukavemette düşüş göstermiştir. Aynı zamanda bükülme modülü değerleri de kıyaslandığında 1441,65 MPa değerine sahip olan 50S/0,5 grubu en yüksek değere sahip olup kontrol grubuna göre %66 artış göstermiş 50S/1, 50S/2 ve

50S/4' te bu değer giderek azalmıştır. 3 nokta eğme testi için uygulanan max yük değerlerindeki değişiklikler ise 50S/0,5 grubunda kontrol grubuna göre yaklaşık %22 artış gösterirken, 50S/1 için %29, 50S/2 için %36 ve 50S/4 için %42 azalma göstermektedir.



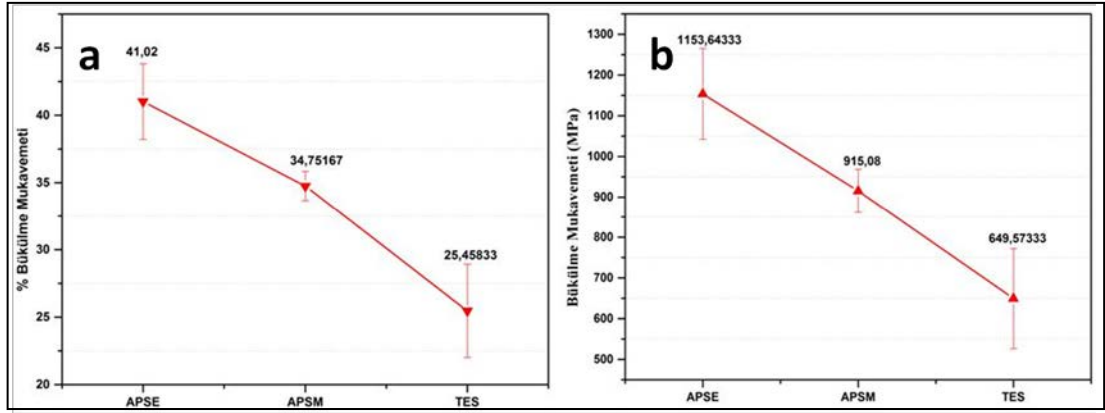
Şekil 5.1: Farklı oranlarda NCC içeren kompozit reçinelere ait a) bükülme mukavemeti ve b) bükülme modülü grafikleri.



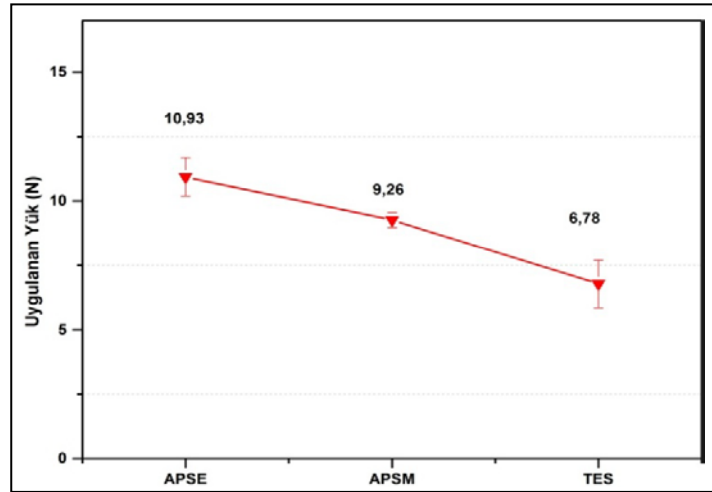
Şekil 5.2: Farklı oranlarda NCC içeren kompozit reçinelere ait uygulanan yük değerleri.

Elde edilen bu veriler ile 50S/0,5 grubu mekanik özellikleri bakımından en iyi grup seçilmiş ve bu orandaki NCC'nin 3 farklı silan ile silanlanmasıyla elde edilen yeni kompozit reçineler için tekrar bükülme mukavemeti ve bükülme modülü değerleri hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlar Şekil 5.3 ve 5.4'de gösterilmiştir. Buradaki sonuçlara göre NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES gruplarının

bükülme mukavemeti 50S/0,5 grubuna göre sırasıyla %15, %28, %47 azalma göstermiştir.



Şekil 5.3: NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES gruplarına ait a) bükülme mukavemeti ve b) bükülme modülü grafikleri.

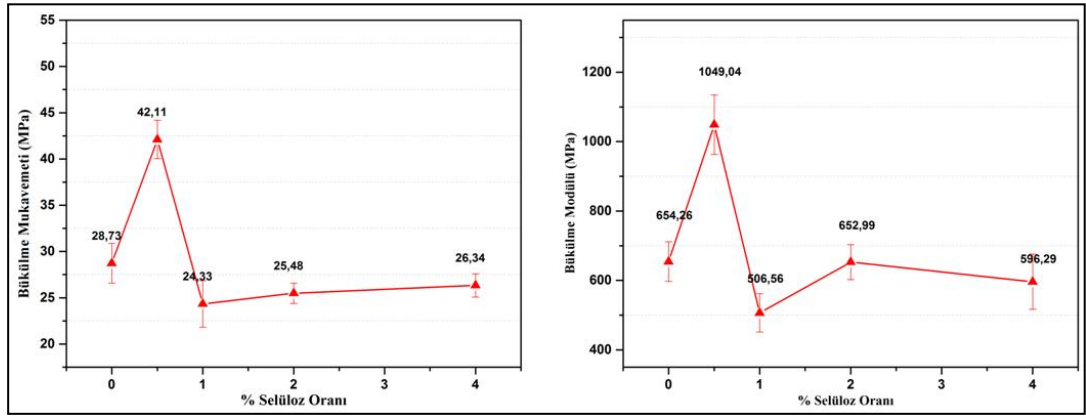


Şekil 5.4: NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES gruplarına ait uygulanan yük değerleri.

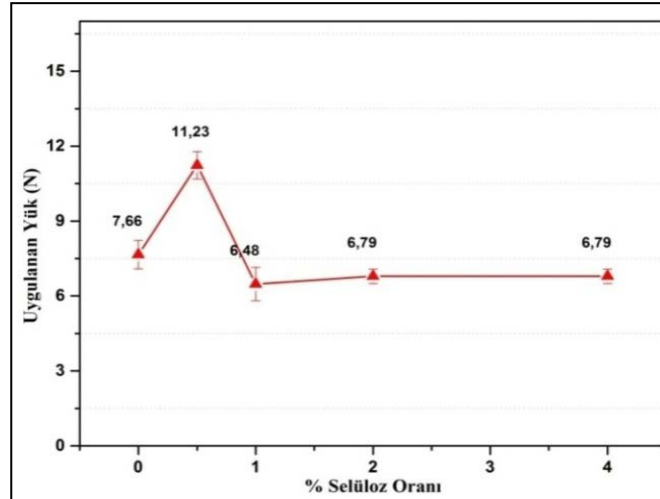
3 nokta eğme testi için uygulanan en yüksek yük değerlerindeki değişiklikler ise NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES grupları için sırasıyla ve 50S/0,5 grubunda kontrol grubuna göre yaklaşık %15, %28, %47 azalma göstermektedir. Sonuç olarak, grafiklerde belirtilen değerler incelendiğinde, silanlanmış NCC içeren gruplar arasında en yüksek bükülme mukavemeti ve bükülme modülü değerlerine sahip olan NCC/APSE grubu olmasına rağmen 50S/0,5 grubuna kıyasla daha düşük mukavemete sahip olduğu gözlenmektedir. NCC/APSM ve NCC/TES gruplarının

mukavemeti ise hem 50S/0,5 grubuna hem de NCC/APSE grubuna kıyasla daha düşük olduğu gözlemlenmiştir.

Farklı oranlarda NCC içeren ve NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES grupları için bükülme mukavemeti ve bükülme modülü değerleri ağız içi ortamını taklit etmek amacıyla ıslak örnekler için de ölçüldü. Bu test için her bir örnek grubu 24 saat oda sıcaklığındaki saf su da bekletildi ve 24 saat sonunda sudan çıkartılan örneklerin üzerindeki fazla su, kağıt havlu ile alınarak teste başlandı. Elde edilen sonuçlar Şekil 5.5 ile 5.8 arasındaki grafiklerde verilmiştir.



Şekil 5.5: Farklı oranlarda NCC içeren ıslak kompozit reçinelere ait a) bükülme mukavemeti ve b) bükülme modülü grafikleri.



Şekil 5.6: Farklı oranlarda NCC içeren ıslak kompozit reçinelere ait uygulanan yük değerleri.

Tablo 5.1: Kuru Örnekler için Bükülme Mukavemeti ve Bükülme Modülü Test Sonuçları.

GRUPLAR	Bükülme Mukavemeti (MPa)	Standart Sapma	Bükülme Modülü (MPa)	Standart Sapma
50S/0	39,71	1,95	868,08	116,74
50S/0,5	48,41	2,21	1441,65	140,66
50S/1	28,21	1,78	864,26	83,64
50S/2	25,20	1,73	782,43	79,28
50S/4	23,12	1,10	736,29	37,89
NCC/APSE	41,02	2,79	1153,64	111,44
NCC/APSM	34,75	1,08	915,08	53,50
NCC/TES	25,45	3,45	649,57	122,90

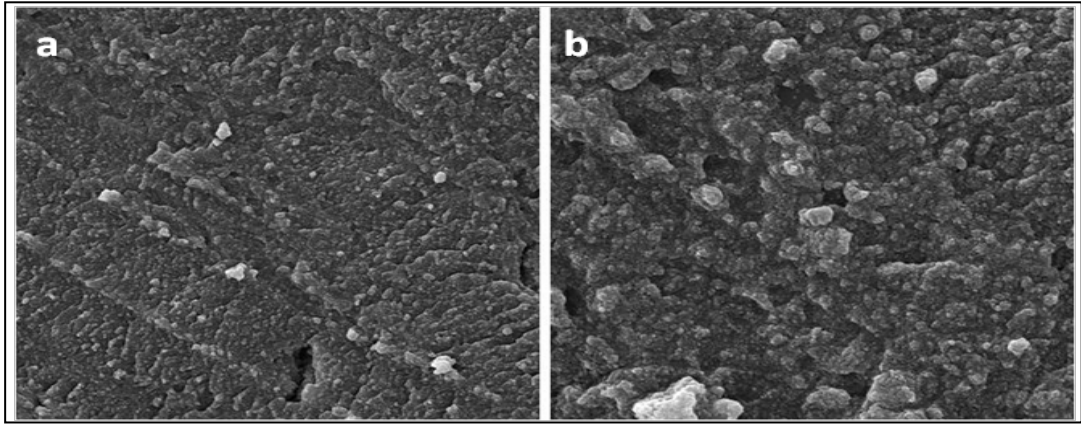
Tablo 5.2: Islak Örnekler için Bükülme Mukavemeti ve Bükülme Modülü Test Sonuçları.

GRUPLAR	Bükülme Mukavemeti (MPa)	Standart Sapma	Bükülme Modülü (MPa)	Standart Sapma
50S/0	28,73	2,15	654,26	57,07
50S/0,5	42,11	2,07	1049,04	85,78
50S/1	24,33	2,5	506,56	55,44
50S/2	25,48	1,1	652,99	50,44
50S/4	26,34	1,26	596,29	79,53
NCC/APSE	16,64	1,38	480,54	43,98
NCC/APSM	14,74	1,53	387,05	45,32
NCC/TES	8,75	2,36	242,94	79,07

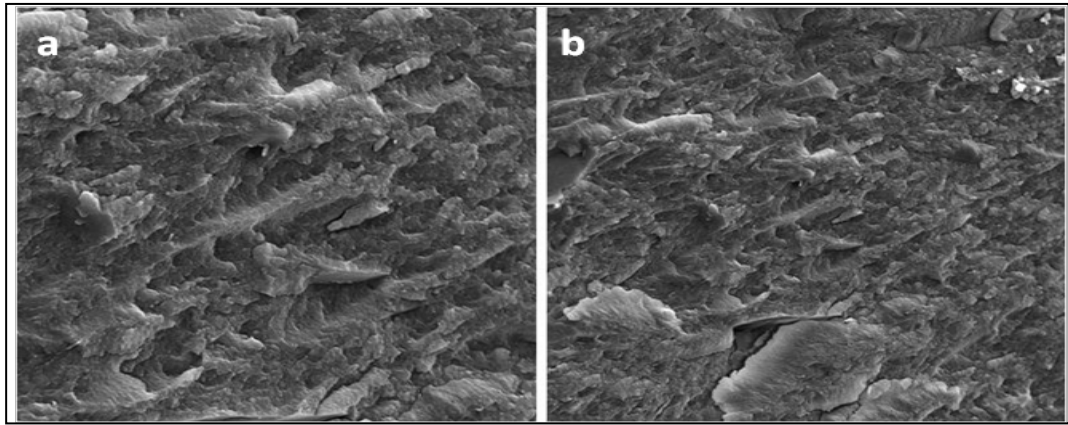
Bu değerler mekanik mukavemeti açısından en yüksek değere sahip olan, 50S/0,5 grubu için, sırasıyla, %13 ve %27, 50S/1 grubu için %13 ve %41 olarak belirlenmiştir. Ayrıca %2 ve %4 NCC içeren gruplar için ise hem ıslak hem de kuru olan numunelerde bükülme mukavemeti değerlerinde sırasıyla %1,1 ve %14'lük artış olmakla beraber bükülme modülü değerlerinde 50S/2 grubu için %16'luk, 50S/4 grubu için ise % 19'luk bir düşüş olduğu gözlenmektedir. NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES gruplarının ıslak örneklerinin bükülme mukavemetleri kıyaslandığında ise mukavemetlerde önemli bir düşüş olduğu gözlenmektedir. Bu düşüşler bükülme modülü ve bükülme mukavemetleri için sırasıyla, NCC/APSE grubu için %59, %58, NCC/APSM grubu için %57, %57 ve NCC/TES grubu için ise %65 ,%62 olarak belirlenmiştir.

5.2. Dental Kompozit Reçinelerin Morfolojik Çalışması

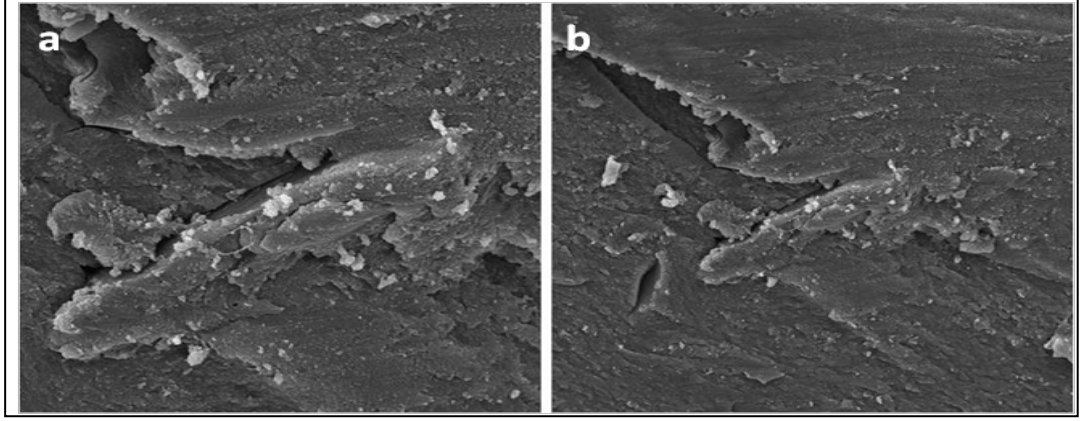
Farklı grupların bükülme mukavemeti testi esnasında kırılan yüzeylerinin morfolojisi SEM ile incelendi. Numuneler, karbon kaplı çift taraflı yapışkan bant kullanılarak alüminyum tutacak üzerine monte edildi ve sonra püskürtme makinesi kullanılarak altın ile kaplandı. Farklı büyütmelerde alınan kesit görüntülerine ait sonuçlar Şekil 5.9-5-13 arasında gösterilmiştir.



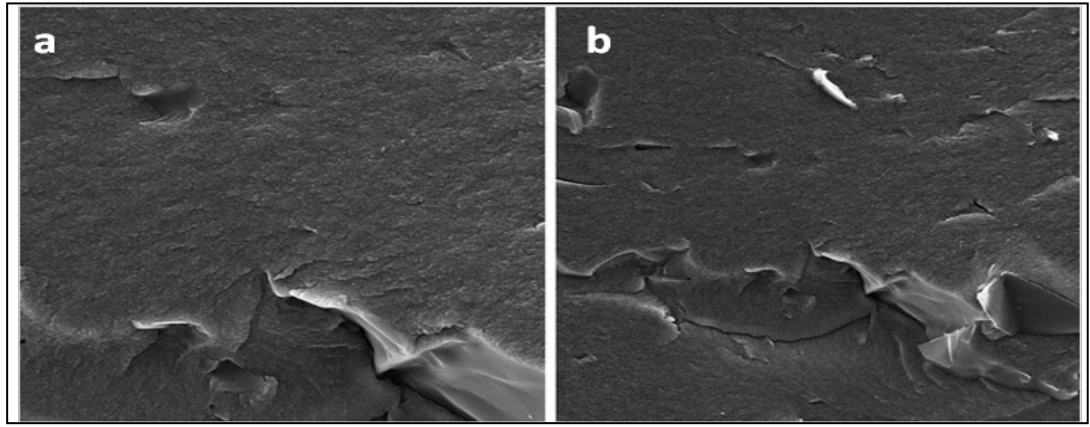
Şekil 5.9: 50-0'a ait SEM görüntüleri (Büyütmeler: a) X3000, b) X1500).



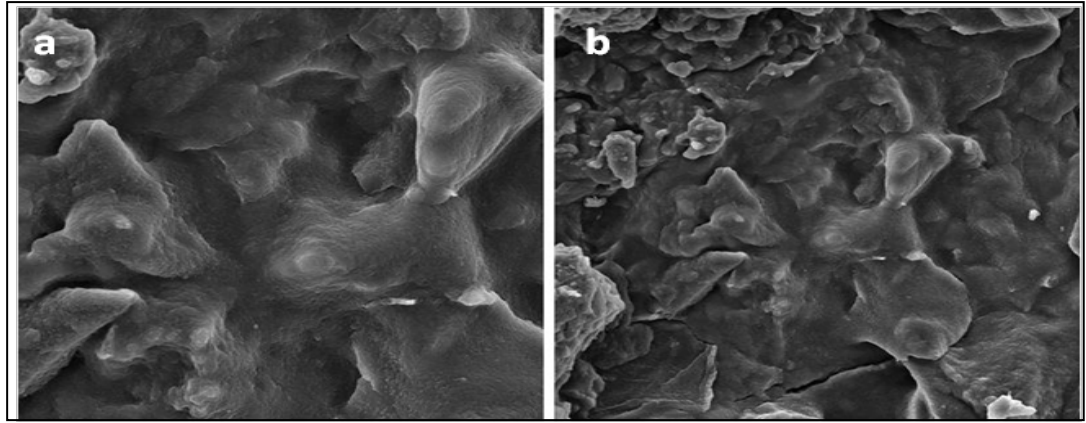
Şekil 5.10: 50-0,5'e ait SEM görüntüleri (Büyütmeler: a) X3000, b) X1500).



Şekil 5. 11: 50-1'e ait SEM görüntüleri (Büyütmeler: a) X3000, b) X1500).



Şekil 5.12: 50-2'ye ait SEM görüntüleri (Büyütmeler: a) X3000, b) X1500).

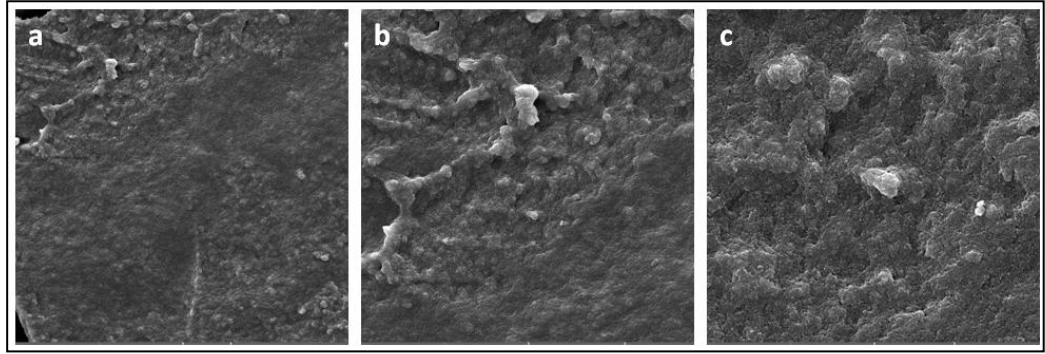


Şekil 5.13: 50-4'e ait SEM görüntüleri (Büyütmeler: a) X3000, b) X1500).

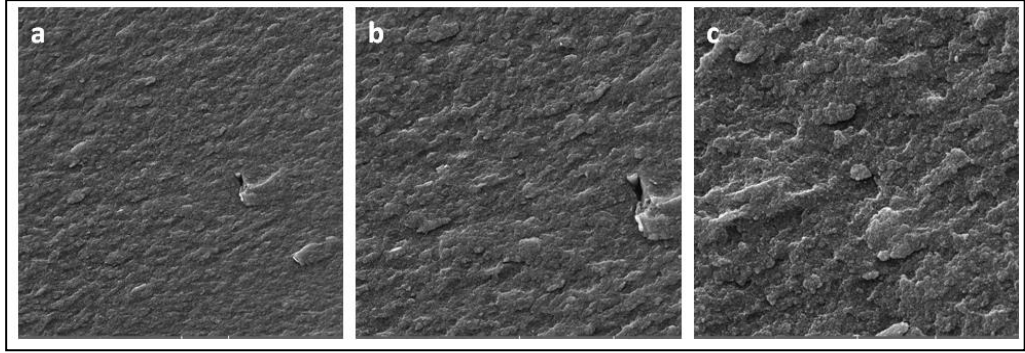
Farklı oranlarda NCC içeren gruplara ait SEM görüntüleri incelendiğine 50S/0,5 grubunun kesit yüzeyinin daha pürüzlü olduğu, NCC oranı %2 ye çıkartıldığında yüzeyin nerdeyse pürüzsüzleştiği gözlenmektedir. %4 NCC içeren grubun yüzeyinde ise yığın halde bir pürüzlülük vardır ki bu da kopmayı daha da

kolaylaştır. Bükülme mukavemeti sonuçları da incelendiğinde %4 NCC içeren grubun mukavemetinde diğer gruplara kıyasla ciddi bir düşme olduğu gözlenir. 50S/0,5 grubunun yüzeyindeki fazla pürüzlülük tutunmayı ve dolayısıyla mekanik mukavemeti daha da artıracığı beklenir ki mikrosertlik ve bükülme mukavemeti dayanımı da en yüksek bu grup için sonuçlar vermiştir.

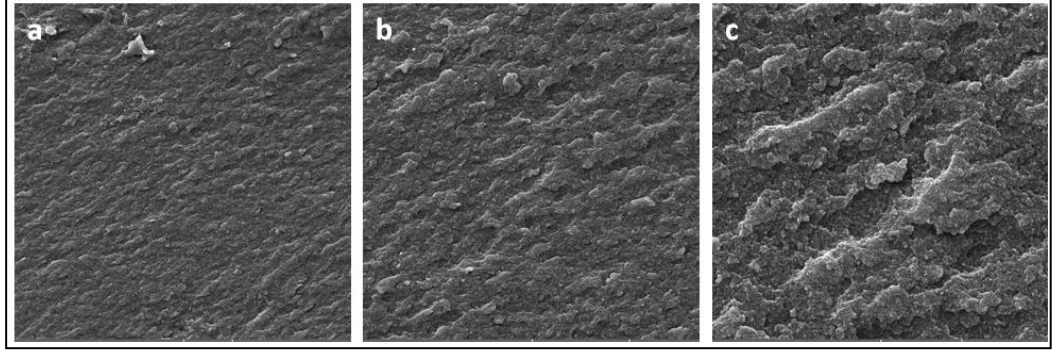
Mekanik özellikleri bakımından en iyi sonuçları veren 50S/0,5 grubu için içerdiği NCC farklı silanlarla silanlanmış ve elde edilen grupların kesit yüzeyine ait SEM görüntüleri Şekil 5.14, 5.15 ve 5.16’da gösterilmiştir.



Şekil 5.14: NCC/APSE’ye ait SEM görüntüleri (Büyütmeler: a) X1500, b) X3000, c) X10000.



Şekil 5.15: NCC/APSM’ye ait SEM görüntüleri (Büyütmeler: a) X1500, b) X3000, c) X10000).



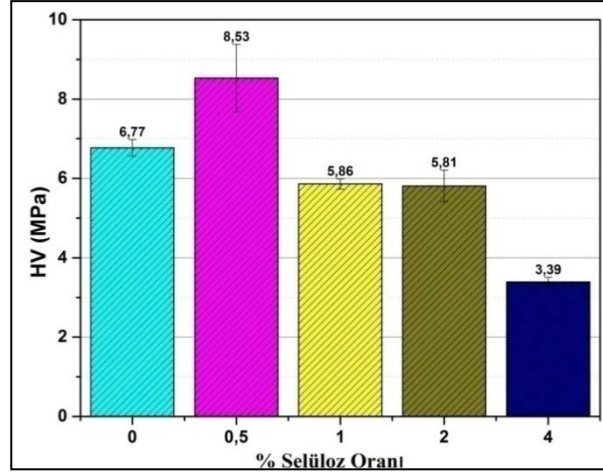
Şekil 5.16: NCCTES'e ait SEM görüntüleri (Büyütmeler: a) X1500, b) X3000, c) X10000).

Silanlanmamış %0,5 oranında NCC içeren grup ile APSE, APSM ve TES grupları kıyaslandığında silanlanmamış NCC içeren grubun yüzey pürüzlülüğünün daha fazla olduğu gözlenmiştir. Bu durum mekanik mukavemete de yansımış ve silanlanmış NCC içeren grupların bükülme mukavemetlerin daha düşük olduğu belirlenmiştir. Ancak kendi aralarında kıyaslandığında ise en fazla yüzey pürüzlülüğüne sahip olan APSE olmakla beraber APSM ve TES gruplarında önemli bir fark gözlenmemekle beraber düşüş olduğu gözlenmektedir.

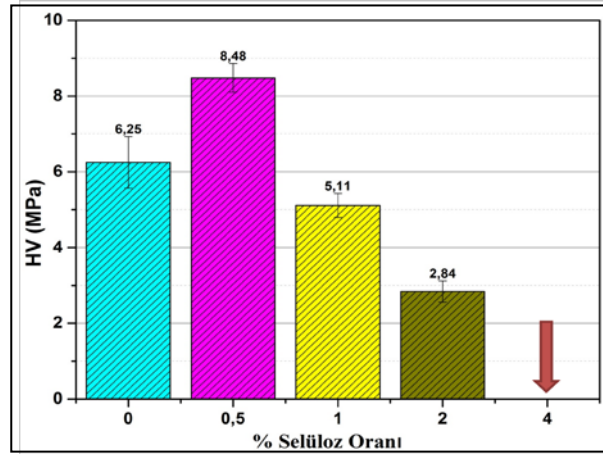
5.3. Dental Kompozit Reçinelerin Mikrosertlik Değerlendirmesi

Dental kompozit reçinelere ait literatür çalışmalarında farklı türde ve oranlarda dolgu malzemesi içeren örnekler için mikrosertlik değerleri incelenmiştir. Bu çalışmalardan biri olan aynı zamanda Zhang ve arkadaşlarına ait olan çalışmada, bis-GMA ve TEGDMA içeren sistemde dolgu malzemesi olarak hidroksiapatit (HA) kullanılmış ve mekanik özelliklerine olan etkisi incelenmiştir. % 4-30 arasında 6 farklı oranda HA içeren örneklerin HV değerleri HA oranı arttıkça artış göstermiştir [Zhang et al., 2012]. Ayrıca, Alsharif ve arkadaşları Bis-GMA ve TEGDMA monomerlerini ağırlıkça %75/25 oranında kullanarak hazırladıkları dental kompozit reçinelere dolgu malzemesi olarak farklı oranlarda Al_2O_3 kullanmışlardır. %0, %40, %50 ve %60 oranlarında kullanılan Al_2O_3 için mikro sertlik değerleri sırasıyla 14,4, 18,6, 22,2 ve 23,5 olarak belirlenmiştir [Alsharif et al., 2014]. Bu tez çalışması kapsamında ise, farklı oranlarda NCC içeren kompozit reçinelerin hem ıslak hem de kuru örnekleri için Vickers mikrosertlik değerleri (HV) ölçülmüştür. 50S/0,5

grubunun HV değerinde kontrol grubuna (50S/0) kıyasla artış olduğu gözlenmektedir. Elde edilen değerlere ait grafikler Şekil 5.17 ve 5.18’de verilmiştir.



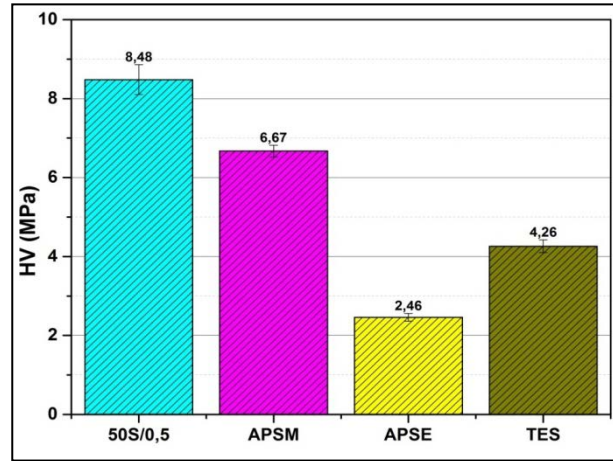
Şekil 5.17: Farklı oranlarda NCC içeren kuru kompozit reçinelere ait mikrosertlik değerleri.



Şekil 5.18: Farklı oranlarda NCC içeren ıslak kompozit reçinelere ait mikrosertlik değerleri.

Bu verilere göre, kuru örneklerin değerlendirilmesinde, 50S/0,5 grubunun HV değeri 50S/0 grubuna göre %26 artış gösterirken 50S/1, 50S/2 ve 50S/4 gruplarının HV değerlerinde düşme gözlenmiştir. Bu düşüş 50S/1 ve 50S/2 gruplarındaki değerler arasında önemli bir fark olmadığı için sonuçlar yaklaşık aynı değerlerde çıkmıştır ve bu değerler 50S/0 grubuna göre yaklaşık %13, 50S/0,5 grubuna göre %31 olarak hesaplanmıştır. Ayrıca, 50S/4 grubunda HV değerlerindeki düşüş 50S/0 grubuna göre % 50 ve 50S/0,5 grubuna göre ise %60 olarak belirlenmiştir.

Sonuç olarak hem bükülme mukavemeti hem de mikrosertlik ölçüm sonuçlarından elde edilen verilere göre mekanik dayanımı en yüksek olan grup 50S/0,5 olarak belirlenmiştir. Islak örneklerin mikrosertlik değerlendirilmesinde ise kontrol grubu, 50S/0,5 ve 50S/1 gruplarında önemli bir düşme gözlenmezken 50S/2 ve 50S/4 gruplarında önemli bir düşüş olduğu, hatta 50S-4 ıslak örnek grubunun mikrosertlik değerinin belirlenemediği gözlenmiştir. Bu nedenle ıslak ve kuru örnekler arasında %HV değerindeki düşüş %4 NCC içeren grup için net olarak verilememekle beraber kontrol grubu için yaklaşık %8, artan NCC oranına göre ise sırasıyla, %0,6, %13, %51 olarak belirlenmiştir. Örneklerde kullanılan NCC hidrofilik özelliğe sahip olmasına rağmen yüksek kristaliniteye sahip olduğu için su çekme kapasitesi çok yüksek değildir. Bu nedenle %1'lik NCC oranına kadar suya karşı bir direnç göstermiş olup, daha yüksek oranda NCC içeren örneklerde ise yüksek oranda su çekip sertliğinde önemli ölçüde düşüş olduğu gözlenmektedir.



Şekil 5.19: NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES gruplarına ait kuru mikrosertlik değerleri.

%0,5 oranında NCC içeren grup NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES grupları ile kuru örnekler için kıyaslandığında silanlanmış NCC içeren grupların her biri %0,5 NCC içeren gruba kıyasla daha düşük HV değerine sahip olduğu gözlenmiştir ve bu değerler sırasıyla %90, %21 ve %49 olarak belirlenmiştir. Silanlanmış NCC içeren grupların ıslak örnekleri için mikrosertlik ölçümleri yüzeyin yeterli sertliğe sahip olmamasından dolayı ölçülememiştir.

Tablo 5.3: Kuru Örnekler için Mikrosertlik (HV) Test Sonuçları.

GRUPLAR	HV	Standart Sapma
50S/0	6,77	0,20
50S/0,5	8,53	0,85
50S/1	5,86	0,12
50S/2	5,81	0,4
50S/4	3,39	0,11
NCC/APSE	2,46	0,1
NCC/APSM	6,67	0,15
NCC/TES	4,26	0,16

Tablo 5.4: Islak Örnekler için Mikrosertlik (HV) Test Sonuçları.

GRUPLAR	HV	Standart Sapma
50S/0	6,25	0,68
50S/0,5	8,48	0,38
50S/1	5,11	0,32
50S/2	2,84	0,28
50S/4	-	-
NCC/APSE	-	-
NCC/APSM	-	-
NCC/TES	-	-

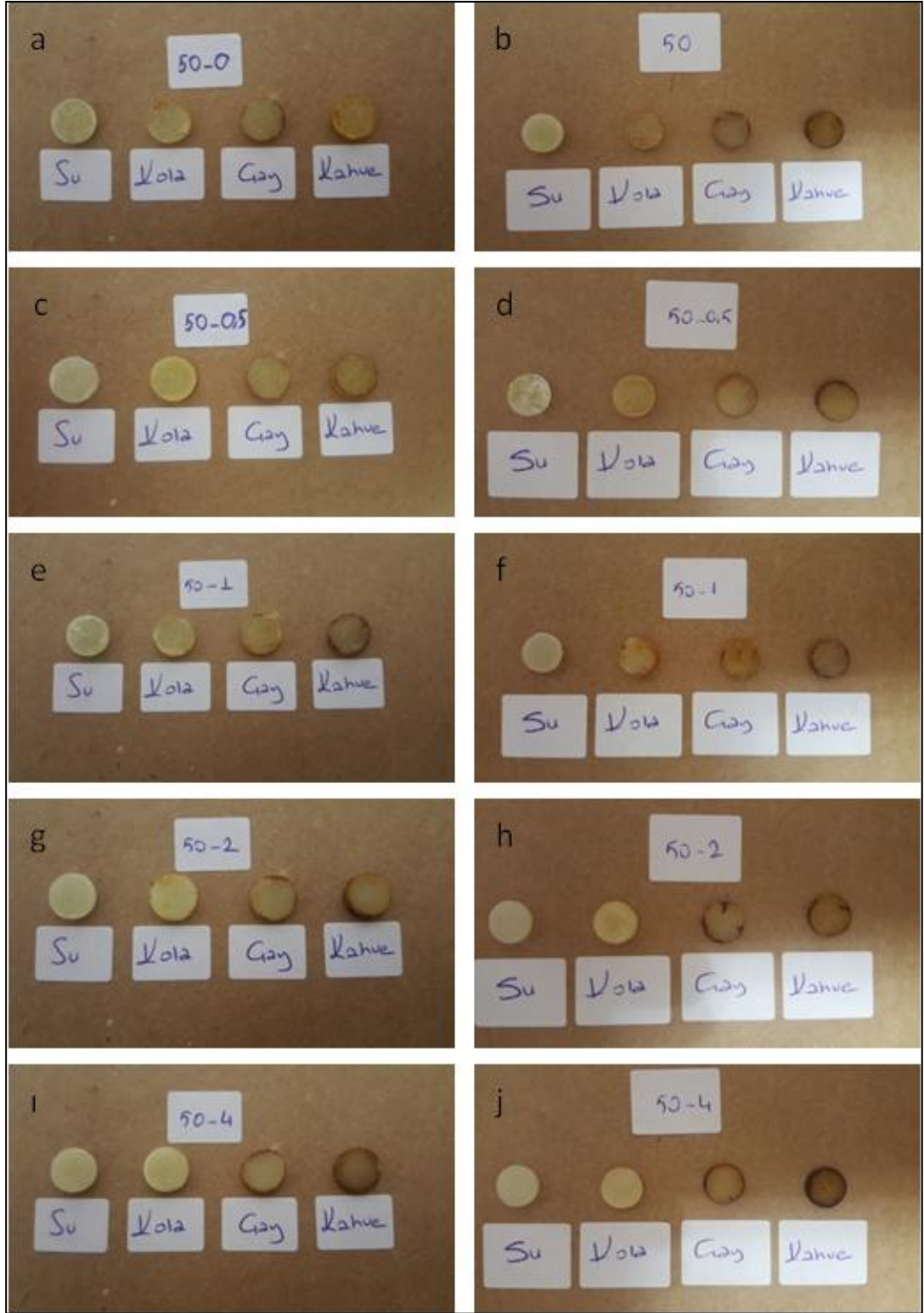
5.4. Dental Kompozit Reçinelerin Renk Değerlendirmesi

Diş restorasyon materyalleri ile doğal diş arasındaki doğru renk uyumu ve renk dengesi, diş restorasyonlarında ve hastaların yaşam kalitesini arttırmada önemlidir. Kompozit reçine ile hedef diş arasındaki renk farkının en az olması istenir. Bununla birlikte, malzemedeki uzun vadeli renk değişimi, estetik diş hekimliği için önemli bir konudur.

Bu tez çalışmasında, hem farklı oranlarda NCC içeren gruplar için hem de NCC/APSE, NCC/APSM, NCC/TES grupları için su, kola, çay ve kahve içecekleri içerisindeki renk değişimleri, farklı oranlarda NCC içeren gruplar için 2 hafta, NCC/APSE, NCC/APSM, NCC/TES grupları için 1 hafta olacak şekilde ölçümler yapıldı. İki ayrı zamanlama yapılmasının nedeni, mekanik test sonuçlarında hem

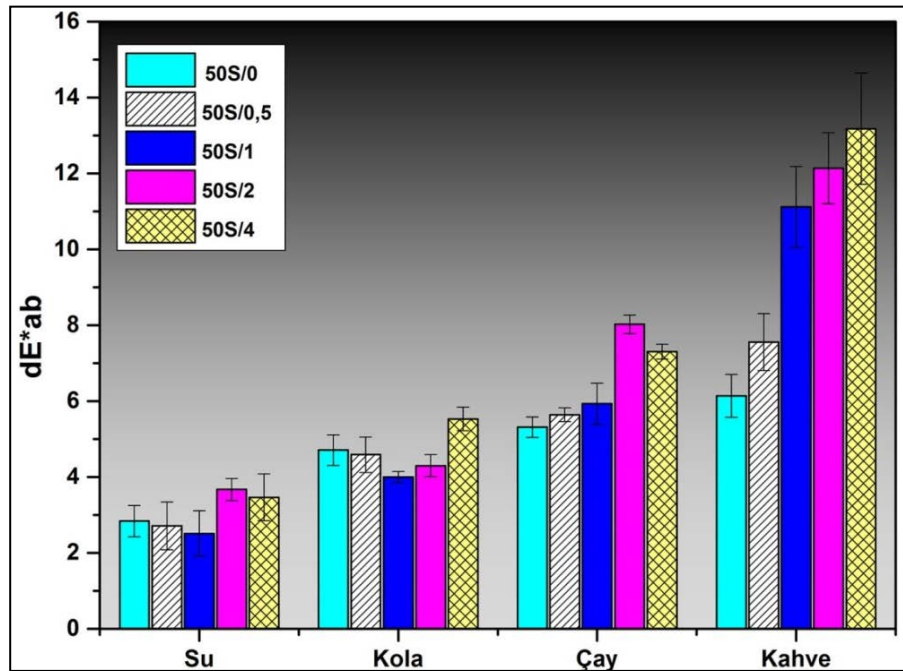
ıslak hem de kuru ölçüm değerlendirmelerinde 50S/0,5 grubunun en yüksek değerlere sahip olmasıdır. Silanlanmış NCC içeren grupların mekanik mukavemeti 50S/0,5 grubuna kıyasla önemli ölçüde zayıf olduğundan dolayı yalnızca 1 haftalık bekleme süresince gözlem yapıldı.

Renk çalışması için hazırlanan 1 mm kalınlığında ve 10 mm çapındaki silindirlerden her grup için 20 adet hazırlandı ve her içecek için 5'er adet olacak şekilde kapaklı şişelere konuldu. İçeceklerde beklenmeden önce renk cihazında ilk ölçümleri yapıldı. Daha sonra kompozitler 4. bölümde belirtilen şekilde hazırlanan içecekler içinde her gün 1 saat olacak şekilde 37 °C' de bekletildi. 1 haftanın sonunda her örnek için tekrar ölçümleri alınarak L*, a* ve b* değerlerindeki değişimler incelendi. İlk ölçümler, 1. haftanın sonundaki ölçümler ve 2. haftanın sonundaki L*, a* ve b* değerleri Tablo 5.6, 5.7 ve 5.8' de verilmiştir. Ayrıca elde edilen veriler ile çizilen grafikler Şekil 5.21, 5.22 ve 5.24' de gösterilmiştir. Kompozit reçinelerin 1 hafta ve 2 hafta içeceklerde bekletildikten sonraki renk değişimlerine ait fotoğraflar ise farklı oranlarda NCC içeren gruplar için Şekil 5.20 'de, silanlanmış NCC içeren gruplarda ise Şekil 5.23'de gösterilmiştir. Şekil 20'de a, c, e, g, ı figürleri farklı oranda silanlanmış NCC gruplarının -sırasıyla; 50S/0, 50S/0,5, 50S/1, 50S/2 ve 50S/4- 1 haftalık renk çalışması sonucu elde edilen görüntülerini, b, d, f, h, j figürleri ise 2 haftalık renk çalışması sonucunda elde edilen görüntülerdir.



Şekil 5. 20: a) 50S/0, c) 50S/0,5, e) 50S/1, g) 50S/2 ve i) 50S/4 gruplarına ait 1 hafta sonrasında farklı içeceklerdeki renk değişimleri ve b) 50S/0, d) 50S/0,5, f) 50S/1, h) 50S/2 ve j) 50S/4 gruplarına ait 2 hafta sonrasında farklı içeceklerdeki renk değişimlerine ait fotoğraflar.

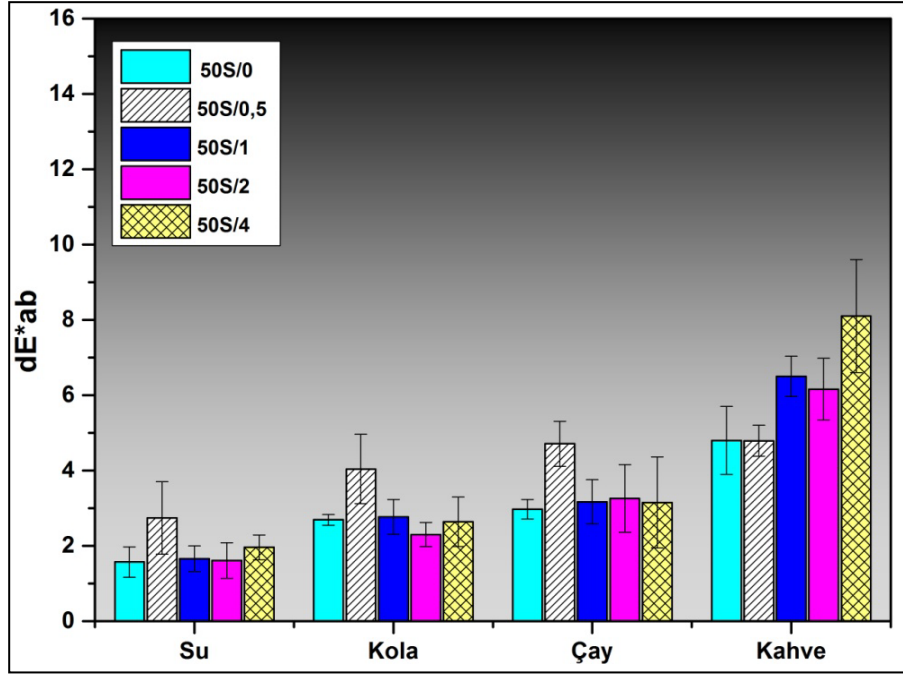
50S/0, 50S/0,5, 50S/1, 50S/2 ve 50S/4 gruplarını kendi arasında kıyasladığımızda, Şekil 5.20’de de gözlendiği gibi hem 1. hafta için hem de 2. hafta için her içecek grubunda gözle görülür bir renk değişimi olduğu gözlenmiştir. Özellikle çay ve kahve içerisindeki çalışmalarda renk değişiminin daha belirgin olduğu hem görsel hem de renk ölçümleri sonrasında elde edilen sayısal verilere dayanarak belirlenmiştir. Şekil 5.21’ de ki grafik içecek gruplarının farklı kompozit reçine gruplarına göre elde edilen çalışmaya başlamadan önce ve 1. hafta sonunda elde edilen E^*ab (ΔE) değerlerinin farkına göre çizilmiştir. Grafik incelendiğinde öncelikle grup fotoğraflarından da anlaşılabileceği gibi sırasıyla su, kola, çay ve kahve içerisindeki renk farkı artış göstermektedir. İçecek grupları kendi arasında incelendiğinde ise, su içerisinde 50S/0 ve 50S/0,5 grupları ile 50S/2 ve 50S/4 grupları kendi aralarında yaklaşık olarak aynı değerlerde çıkmış 50S/1 grubu ise en düşük değere sahip olmaktadır. Kola içerisindeki renk değişimlerinde, 50S/0 ve 50S/0,5 grupları yaklaşık olarak aynı değerlere sahip olup, 50S/1 grubu diğer gruplara kıyasla en az renk değişimine sahip grup olarak belirlenmiştir.



Şekil 5. 21: Farklı oranda NCC içeren kompozit reçine gruplarının 1 hafta sonrasında farklı içeceklerdeki ΔE^*ab değişimleri.

Dental kompozit reçine gruplarının çay ve kahve içerisindeki renk değişimleri su ve kola içeceklerine kıyasla farklı davranışlar göstermiştir. Su ve kola içerisinde

en düşük renk değişimine sahip olan 50S/1 grubu çay ve kahve içerisinde 50S/0 ve 50S/0,5 gruplarına kıyasla daha yüksek değerlere sahip olurken, çay içerisindeki en fazla renk değişimine uğrayan grup 50S/2, kahve içerisinde en yüksek renk değişimine uğrayan grup ise 50S/4 olarak belirlenmiştir.

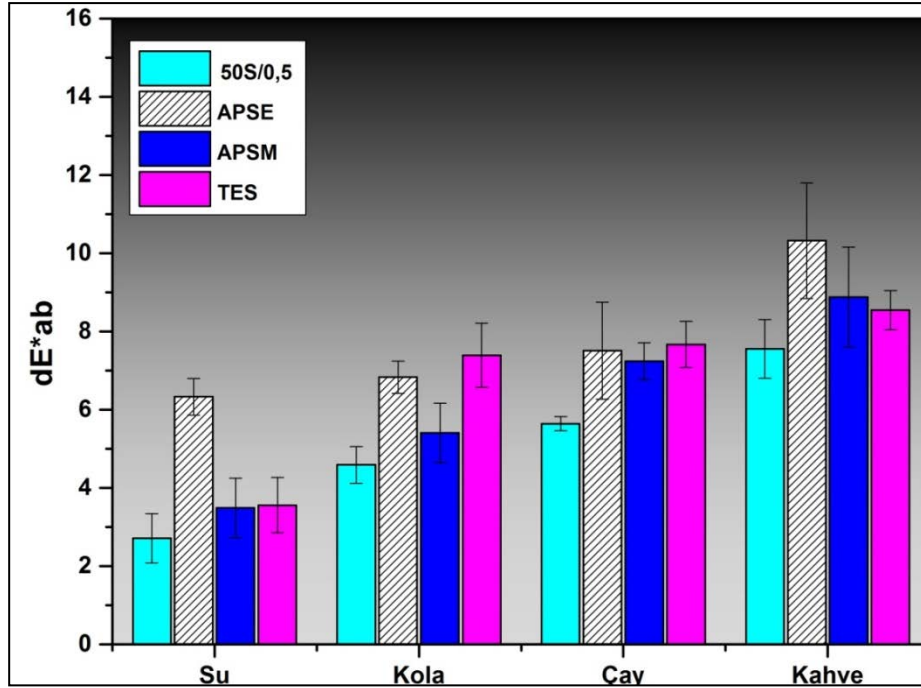


Şekil 5. 22: Farklı oranda NCC içeren kompozit reçine gruplarının 2 hafta sonrasında farklı içeceklerdeki dE*ab değişimleri.

Farklı oranlarda NCC içeren kompozit reçine gruplarının 2 hafta sonrasında farklı içeceklerdeki renk değişimi farkı 1. hafta renk değişimlerine göre kıyaslanmış, sayısal değerler incelendiğinde 1. hafta ve 2. haftanın E*ab farkı, ilk hafta ve 1. haftanın E*ab farkından daha az olduğu gözlenmiştir. Bu durumda 1. haftada ki renk değişiminin 2. haftaya kıyasla daha fazla olduğu söylenebilmektedir. 2. haftanın grafiğinde gözleendiği gibi, su ve çay içerisinde 50S/0, 50S/1, 50S/2 ve 50S/4 gruplarının renk değişimleri yaklaşık aynı olmakla beraber, kola içerisinde 50S/2, kahve içerisinde ise 50S/0 ve 50S/0,5 grupları en düşük renk değişimine sahip gruplardır.



Şekil 5. 23: APSE, APSM ve TES kompozit reçine gruplarının 1 hafta sonrasında farklı içeceklerdeki renk değişimleri.



Şekil 5. 24: APSE, APSM ve TES kompozit reçine gruplarının 1 hafta sonrasında farklı içeceklerdeki dE*ab değişimleri.

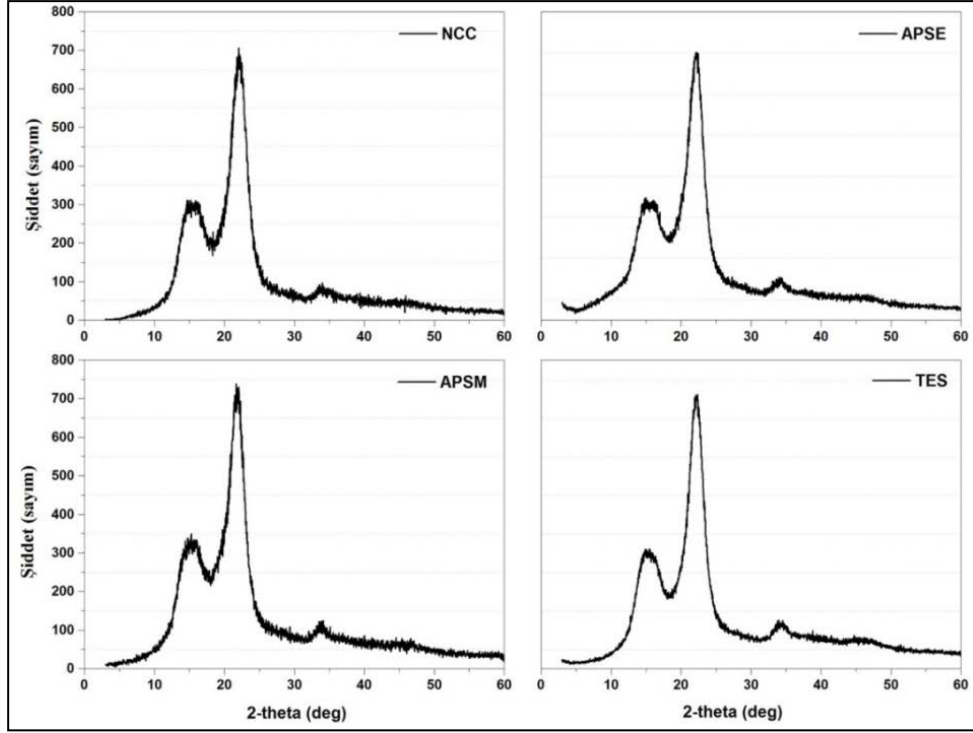
Farklı silanlarla silanlanmış olan NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES grupları mekanik mukavemeti açısından en yüksek değerlere sahip olan 50S/0,5 grubu ile 1 haftalık renk çalışmasında ve farklı oranlarda NCC içeren gruplarla aynı içecekler içerisinde kıyaslanmıştır. Her örnek için, içecek gruplarına göre kıyaslama yapılacak olursa diğer çalışma grubunda da olduğu gibi sırasıyla su, kola, çay ve

kahve içerisinde renk değişimleri giderek artış göstermiştir. Gruplar kendi aralarında ve 50S/0,5 grubu ile kıyaslandığında silanlanmış NCC gruplarının her birinin 1 hafta içerisindeki renk değişimleri 50S/0,5 grubunun renk değişiminden fazla olduğu belirlenmiştir. NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES grupları kendi aralarında kıyaslandıklarında ise, NCC/APSE grubunun her içecek testinde de en yüksek değere sahip olduğu, NCC/APSM ve NCC/TES gruplarının su, çay ve kahve içerisinde yaklaşık olarak aynı değerlere sahip olduğu gözlemlenmiştir. Ancak, çay içerisinde NCC/TES grubunun NCC/APSE grubu ile yaklaşık olarak aynı olmakla beraber APSM grubundan fazla olduğu elde edilen sayısal değerler ile gösterilmiştir.

Tüm ürün grupları için yapılan mekanik testler, morfolojik analizler ve renk çalışması göz önüne alındığında, 50S/0,5 grubunun bu alanlardaki özelliklerinin diğer ürün gruplarınınkinden daha üstün olduğu belirlenmiştir. Silanlanmış NCC içeren ürün gruplarında özellikle mekanik test değerlerindeki önemli düşüşün nedenleri sorgulandığında, özellikle silanlama ile NCC'nin yapısal değişikliğe uğraması ve bu nedenle % kristalinitesinin düşmesi olabileceği göz önüne alınmış ve bu alanı aydınlatmak amacı hem NCC'ye hem de 3 farklı silan ile silanlanmış olan NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES gruplarına XRD analizi yapılmıştır. Elde edilen verilere göre silanlanan NCC gruplarının kristalinitesinin azaldığı belirlenmiş olup, ilgili örnekler için XRD spektrumları Şekil 5.25' de ve % kristalinite değerleri Tablo 5.5'de verilmiştir. Ayrıca amin gruplarının da ısı veya ışık etkisi altında sarı veya kahverengi renk değişimine sebep olduğu göz önüne alınırsa özellikle APSE grubunun- ki bu grup amin içeren organo silan ile en fazla modifikasyona uğrayan gruptur- en fazla renk değişime uğrayan grup olması beklenen bir durumdur.

Tablo 5.5: NCC ve Silanlanmış NCC Gruplarına Ait % Kristalinite Değerleri.

Örnek Kodu	% Kristalinite Değeri
NCC	75
APSE	71
APSM	55
TES	70



Şekil 5.25: NCC ve Silanlanmış NCC gruplarına ait XRD Spektrumları.

Son olarak, renk çalışması sonucunda elde edilen L, a ve b değerlerinin her grup için 3 boyutlu grafikte dağılımları incelenmiştir. “L” değeri, siyah ile beyaz noktaları arasında değer vermekle beraber, ölçümlerdeki “a” değeri yeşil ve kırmızı koordinatlarını, “b” değeri ise sarı ve mavi koordinatlarında değer vererek örneklerin skaladaki yeri tam olarak belirlenmiştir. Şekil 5.26 ile Şekil 5.29 arasında verilen 3 boyutlu dağılım grafiklerinde farklı renklerdeki toplar şu grupları temsil etmektedir; Kırmızı: 50S/0, Yeşil: 50S/0,5, Mavi: 50S/1, Turkuaz: 50S/2 ve Pembe: 50S/4. Şekil 5.30 ile Şekil 5.33 arasında verilen 3 boyutlu dağılım grafiklerindeki renkler ise; Kırmızı: APSE, Yeşil: APSM ve Mavi: TES gruplarını temsil etmektedir.

Tablo 5.6: Farklı oranda NCC içeren kompozit reçine gruplarının 1 hafta sonrasında farklı içeceklerdeki dE*ab değişimleri.

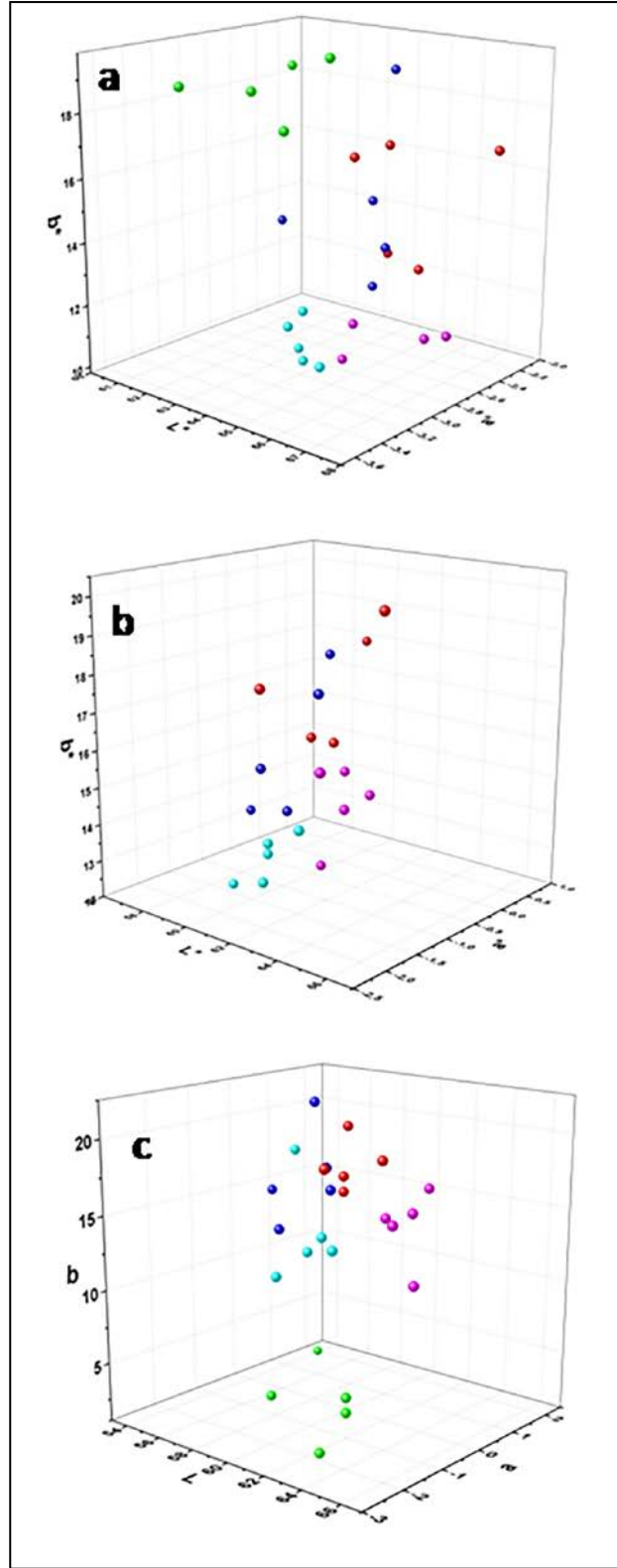
İÇECEKLER	50S/0	Std.Sapma	50S/0,5	Std.Sapma	50S/1	Std.Sapma	50S/2	Std.Sapma	50S/4	Std.Sapma
Su	2,84	0,41	2,71	0,63	2,51	0,59	3,67	0,29	3,46	0,61
Kola	4,71	0,40	4,59	0,47	4	0,14	4,3	0,29	5,52	0,31
Çay	5,31	0,27	5,64	0,18	5,93	0,54	8,02	0,24	7,30	0,19
Kahve	6,14	0,56	7,56	0,75	11,11	1,06	12,14	0,93	13,18	1,46

Tablo 5.7: Farklı oranda NCC içeren kompozit reçine gruplarının 2 hafta sonrasında farklı içeceklerdeki dE*ab değişimleri.

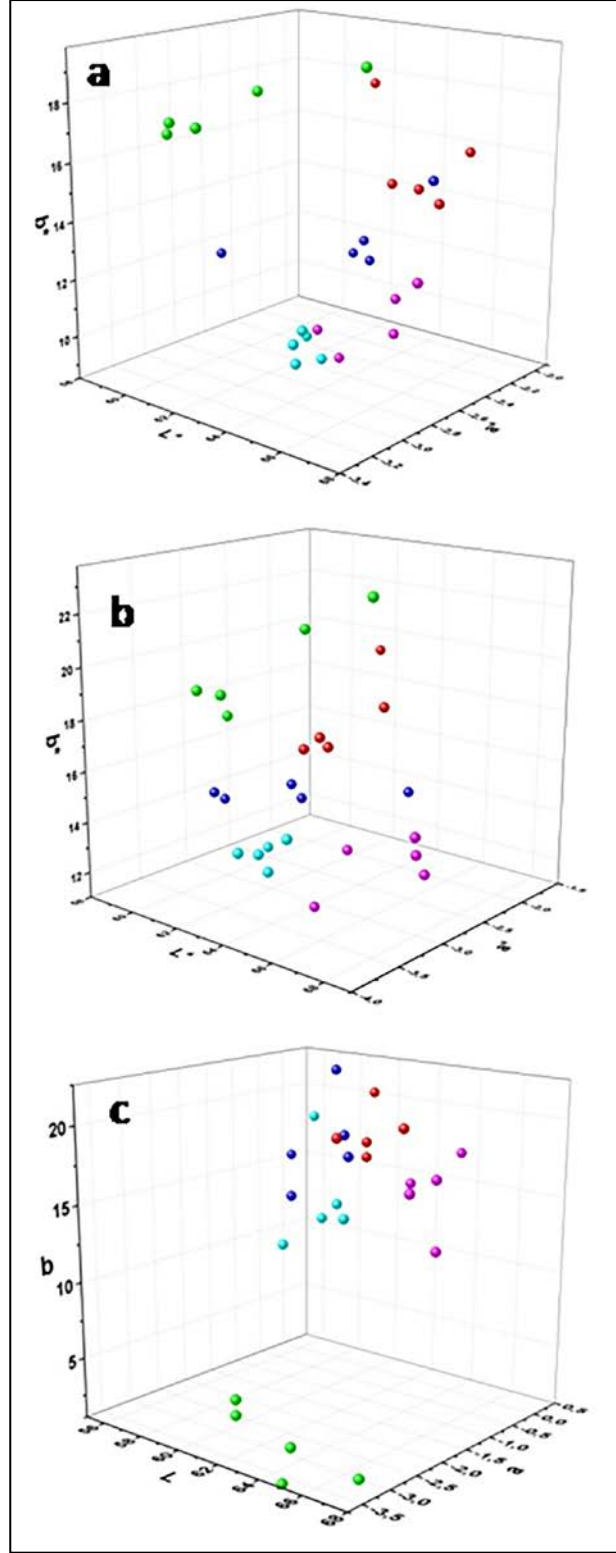
İÇECEKLER	50S/0	Std.Sapma	50S/0,5	Std.Sapma	50S/1	Std.Sapma	50S/2	Std.Sapma	50S/4	Std.Sapma
Su	1,57	0,4	2,74	0,96	1,66	0,34	1,61	0,47	1,96	0,33
Kola	2,69	0,14	4,04	0,92	2,77	0,46	2,3	0,32	2,64	0,66
Çay	2,97	0,26	4,71	0,6	3,17	0,59	3,26	0,9	3,15	1,21
Kahve	4,8	0,9	4,79	0,41	6,5	0,54	6,16	0,82	8,1	1,5

Tablo 5.8: APSE, APSM ve TES kompozit reçine gruplarının 1 hafta sonrasında farklı içeceklerdeki dE*ab değişimleri.

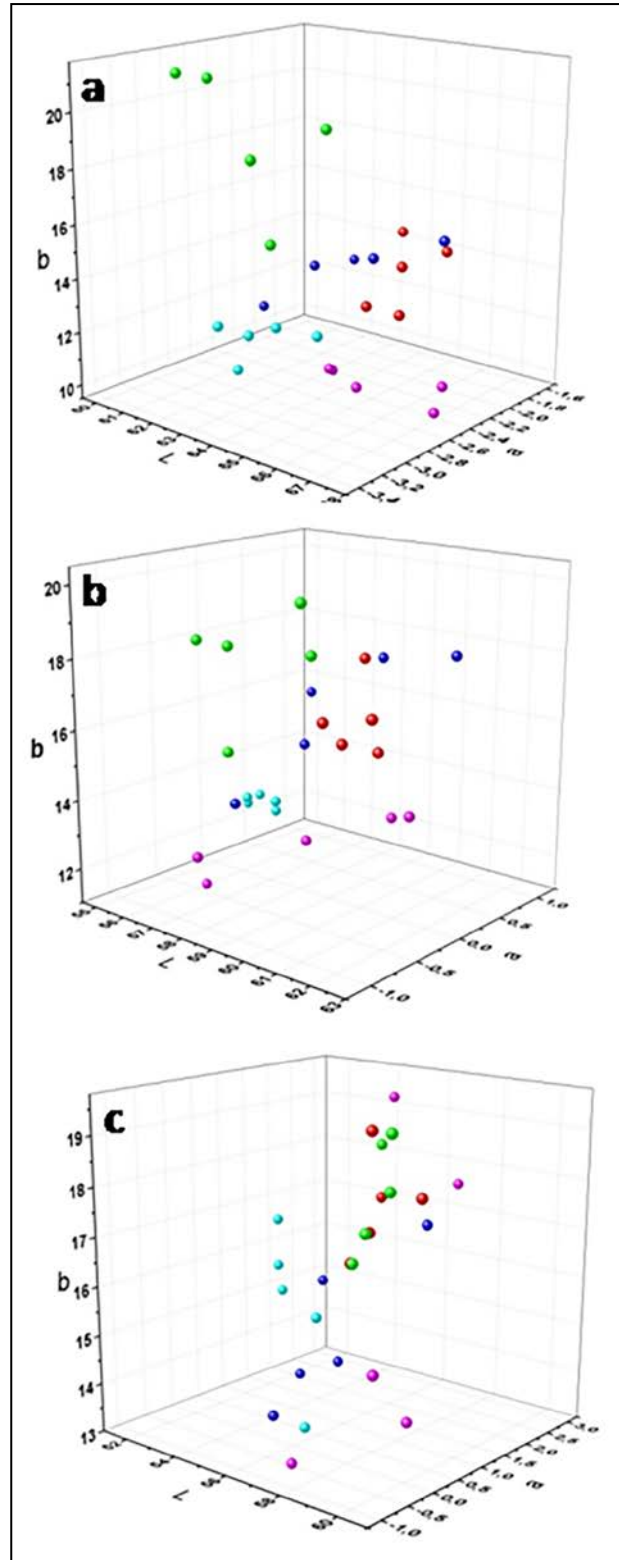
İÇECEKLER	50S/0,5	Std.Sapma	APSE	Std.Sapma	APSM	Std.Sapma	TES	Std.Sapma
Su	2,71	0,63	6,33	0,47	3,49	0,76	3,56	0,71
Kola	4,59	0,47	6,83	0,41	5,41	0,76	7,39	0,82
Çay	5,64	0,18	7,51	1,24	7,24	0,47	7,67	0,59
Kahve	7,56	0,75	10,32	1,48	8,88	1,28	8,55	0,5



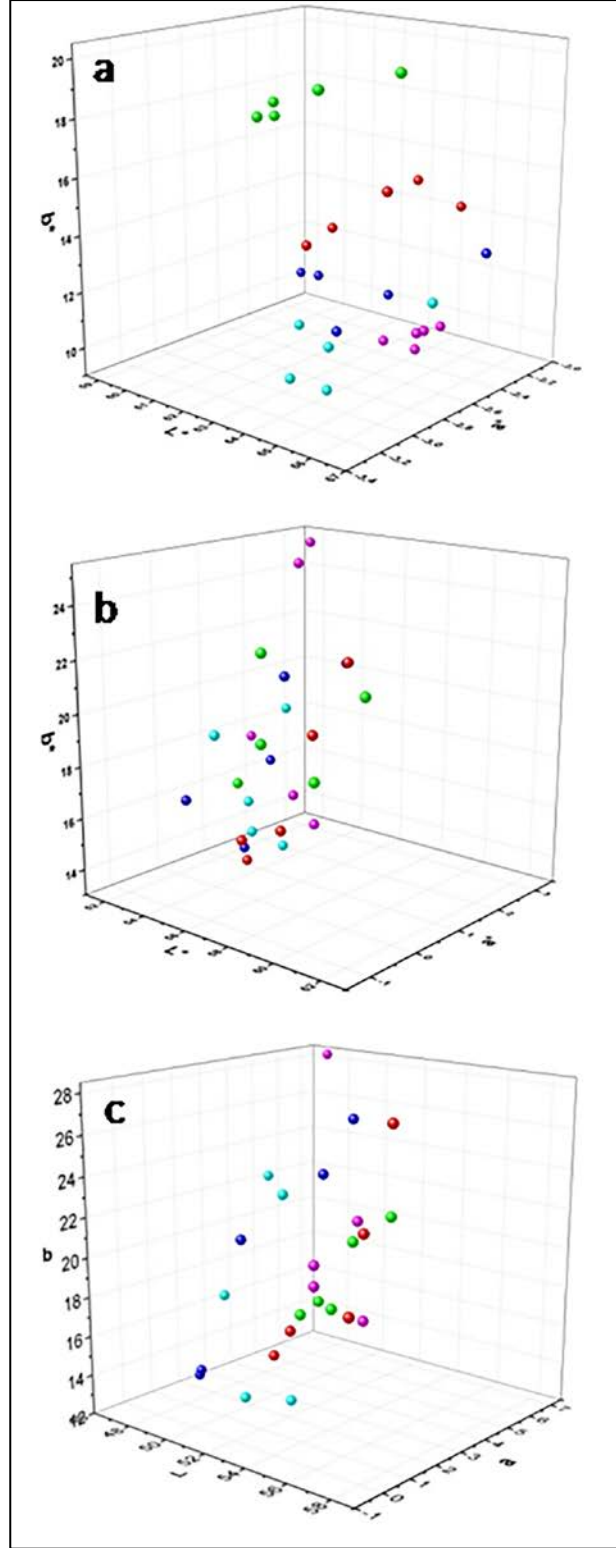
Şekil 5.26: Farklı oranda NCC içeren kompozit reçine gruplarının su içerisindeki a) renk çalışma öncesi, b) 1 haftalık renk çalışması c) 2 haftalık renk çalışması sonrasında L^* , a^* b^* değerleri.



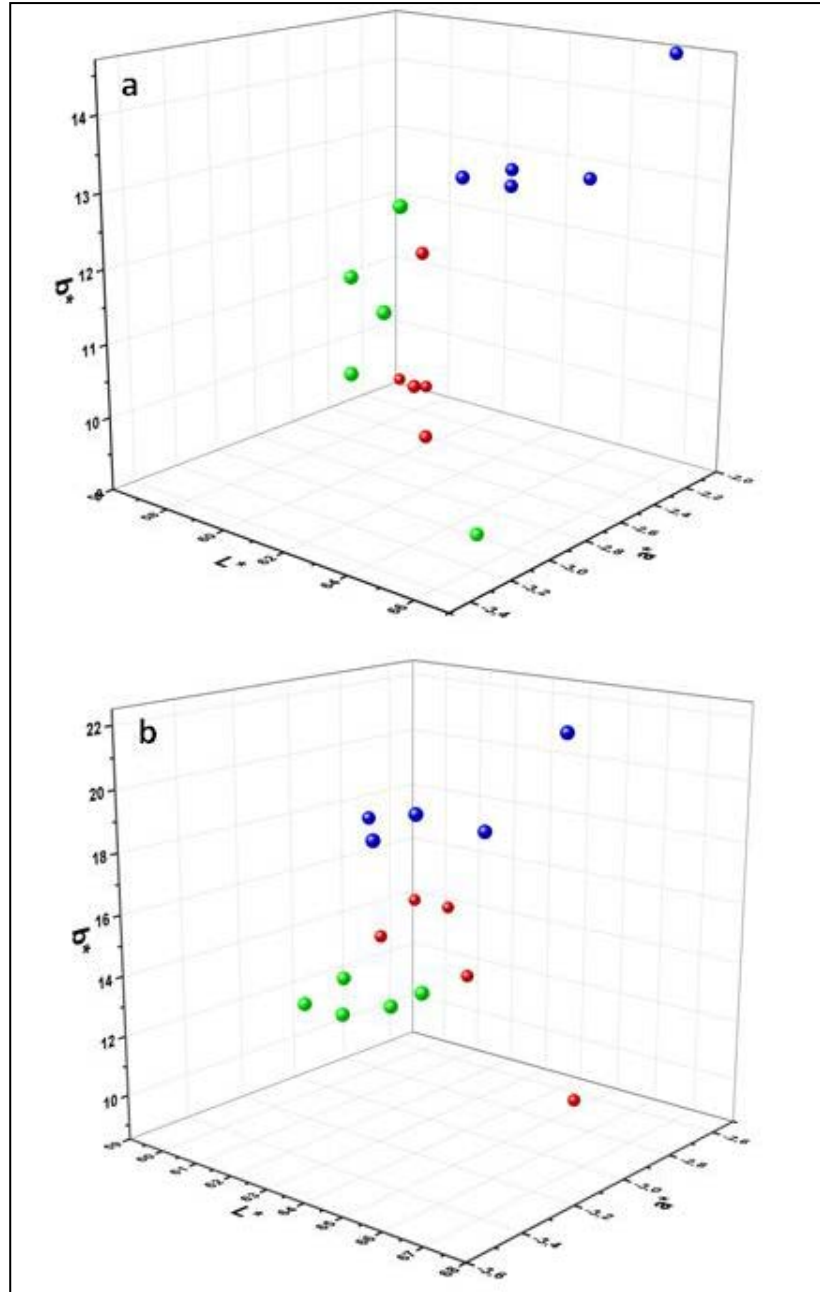
Şekil 5.27: Farklı oranda NCC içeren kompozit reçine gruplarının kola içerisindeki a) renk çalışma öncesi, b) 1 haftalık renk çalışması c) 2 haftalık renk çalışması sonrasında L^* , a^* b^* değerleri.



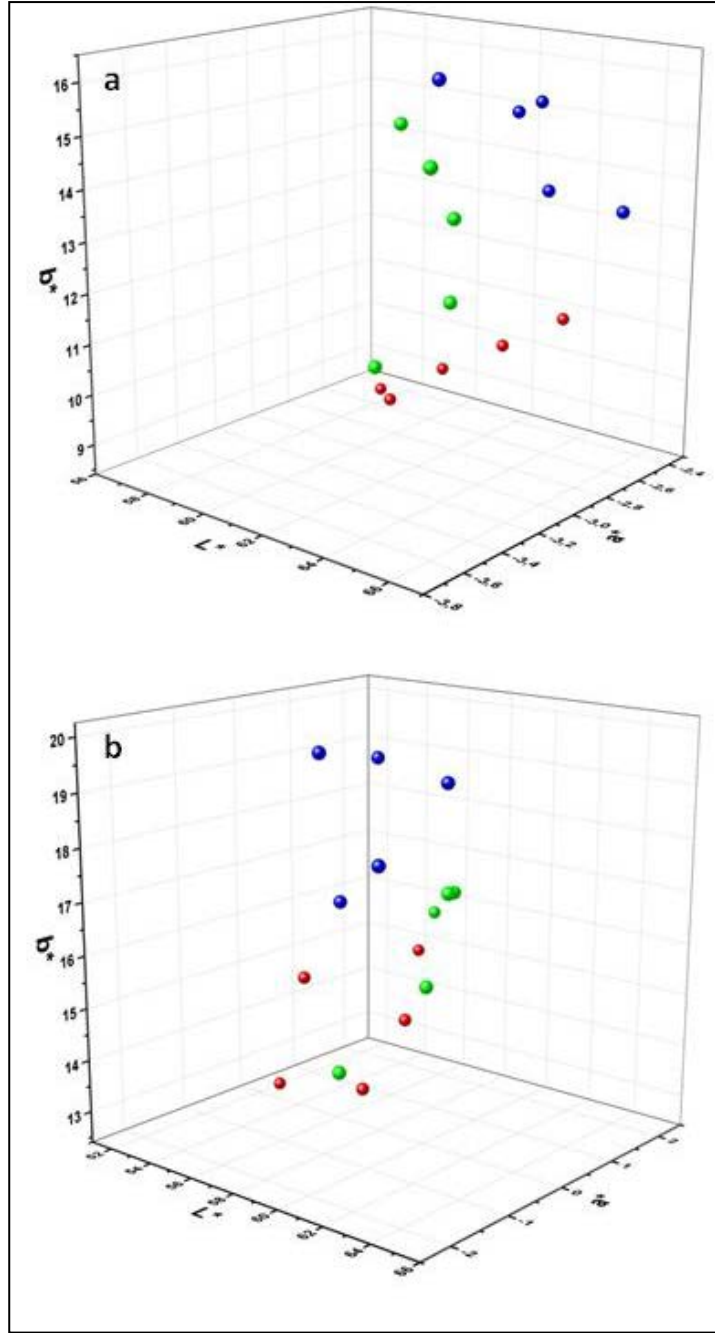
Şekil 5.28: Farklı oranda NCC içeren kompozit reçine gruplarının çay içerisindeki a) renk çalışma öncesi, b) 1 haftalık renk çalışması c) 2 haftalık renk çalışması sonrasında L^* , a^* b^* değerleri.



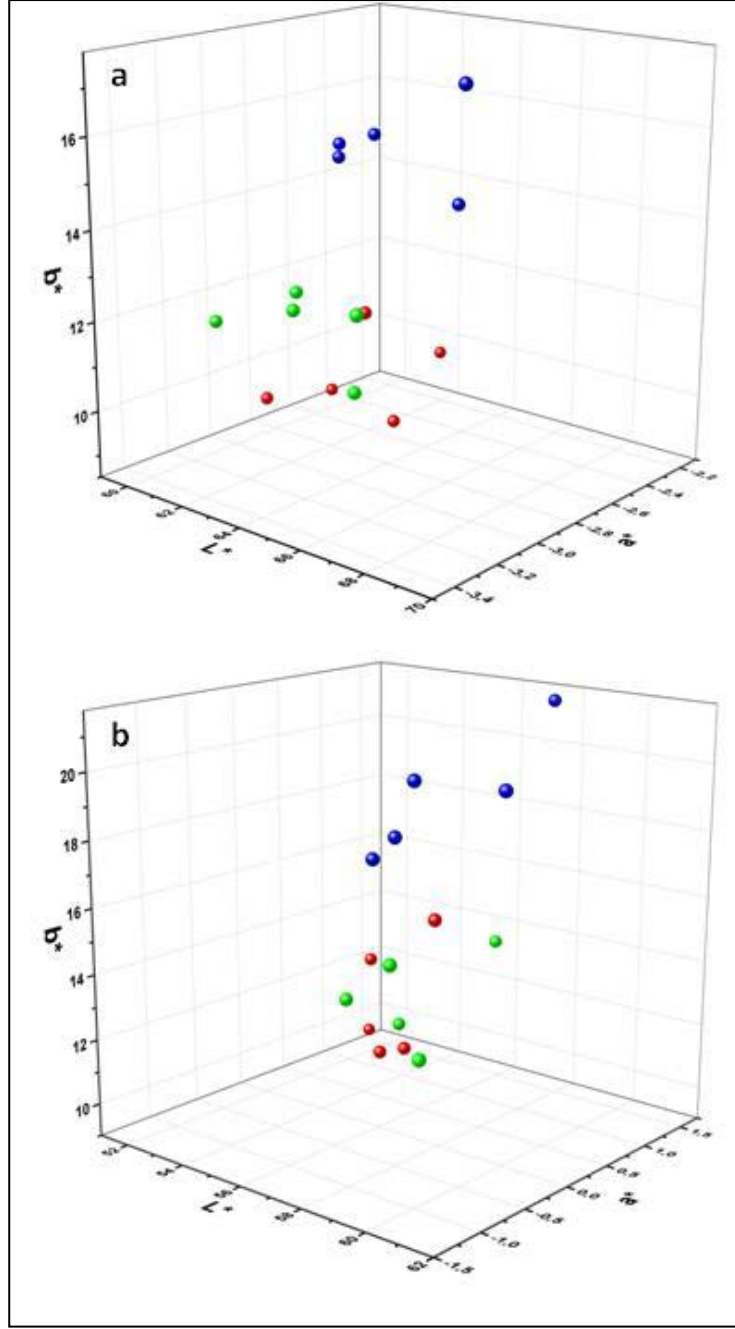
Şekil 5.29: Farklı oranda NCC içeren kompozit reçine gruplarının kahve içerisindeki a) renk çalışma öncesi, b) 1 haftalık renk çalışması c) 2 haftalık renk çalışması sonrasında L^* , a^* b^* değerleri.



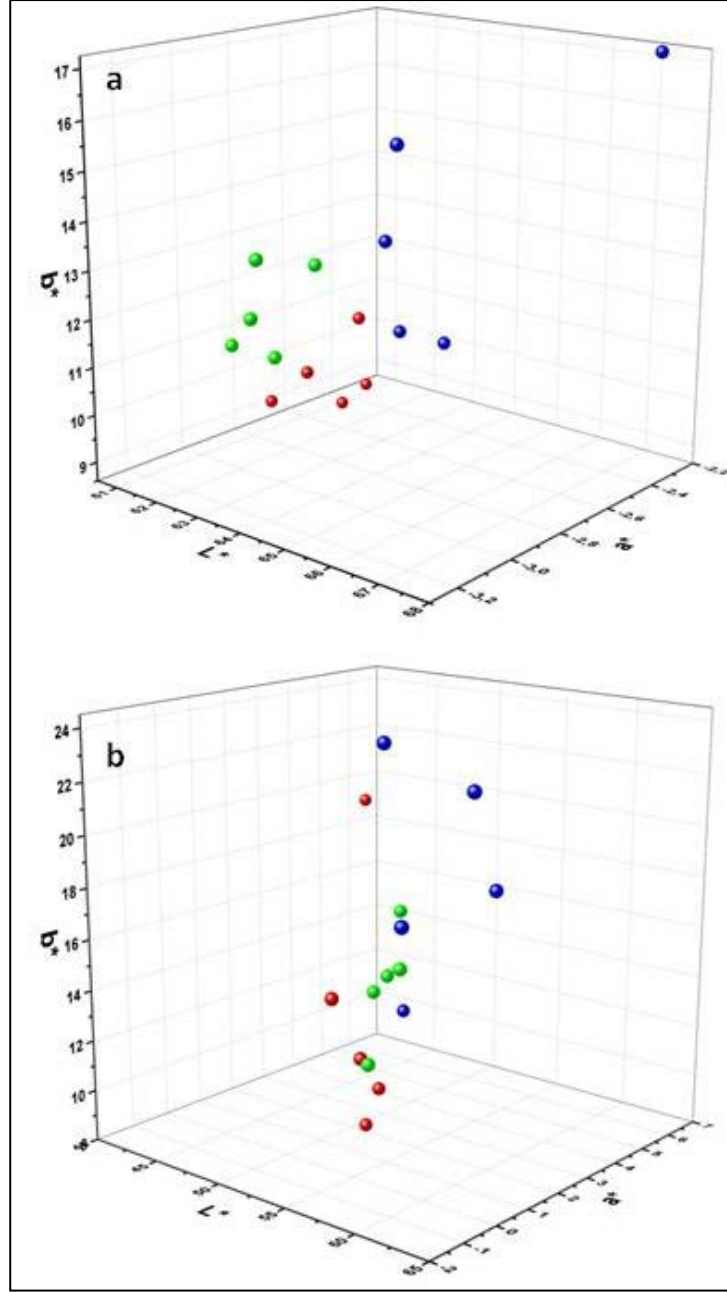
Şekil 5.30: NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES kompozit reçine gruplarının su içerisindeki renk değişimi a) öncesi ve b) 1 haftalık renk çalışması sonrasında L^* , a^* b^* değerleri.



Şekil 5.31: NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES kompozit reçine gruplarının kola içerisindeki renk çalışma a) öncesi ve b) 1 haftalık renk çalışması sonrasında L^* , a^* b^* değerleri.



Şekil 5.32: NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES kompozit reçine gruplarının çay içerisindeki renk çalışması a) öncesi ve b) 1 haftalık renk çalışması sonrasında L^* , a^* b^* değerleri.



Şekil 5.33: NCC/APSE, NCC/APSM ve NCC/TES kompozit reçine gruplarının kahve içerisindeki renk çalışması a) öncesi ve b) 1 haftalık renk çalışması sonrasında L^* , a^* , b^* değerleri.

KAYNAKLAR

ASTM, (2011), Standard Test Method for Knoop and Vickers Hardness of Materials, ASTM E384-11, American Section of the International Association for Testing Materials.

Angeletakis C., (2000), "Optimum Particle Sized Hybrid Composites", U.S. Patent 6,121,344.

Alsharif S. O., Bin Md Akil H., Abd El-Aziz N. A., Bin Ahmad Z. A., (2014), "Effect of alumina particles loading on the mechanical properties of light-cured dental resin composites", *Materials and Design*, 54, 430-435.

Afzali B. M., Ghasemi A., Mirani A., Abdolazimi Z., Baghban A. A., Kharazifard M. J., (2015), "Effect of Ingested Liquids on Color Change of Composite Resins", *Journal of Dentistry*, 12, 577-584.

Chen W. C., Ko C. L., Shih C. J., (2014), "Surface Modified Characteristics of the Tetracalcium Phosphate as Light-Cured Composite Resin Fillers", *Journal of Nanomaterials*, 2014, 1-9.

Craig R., (1981), "Chemistry composition, and properties of composite resins". Symposium on composite resins in dentistry. Philadelphia, Saunders: The Dental Clinics of North America, 219-39.

Cramer N. B., Stansbury J. W., Bowman C. N., (2011), "Recent Advances and Developments in Composite Dental Restorative Materials", 90, 402-416.

Curtis A. R., (2008), "The Influence of 'Nanocluster' Reinforcement The Mechanical Properties of a Resin-Based Composite Material", Doctoral Thesis, University of Birmingham.

Ertas E., Güler A. U., Yücel A. Ç., Köprülü H., Güler E., (2006), "Color Stability of Resin Composites After Immersion in Different Drinks", *Dental Materials Journal*, 25, 71-376.

Fortunato G., Zimmermann T., Lubben J., Bordeanu N., Hufenus R., (2012), "Reinforcement of Polymeric Submicrometersized Fibers by Microfibrillated Cellulose", *Macromolecular Materials and Engineering*, 297, 576-584.

Ferracane J. L., (2011), "Resin composite—State of the art", *Dental Materials*, 27, 29-38.

Ferracane J. L., (2013), "Resin based composite performance: Are there some things we can't predict?", *Dental Materials*, 29, 51-58.

Fontes S. T., Fernandez M. R., Moura C. M., Meireles S. S., (2009), “Color Stability of a Nanofill Composite: Effect of Different Immersion Media”, *Journal of Applied Oral Science*, 17, 338-391.

Grumezescu A ., (2016), “Nanobiomaterials in dentistry”, 1st Edition, Elsevier.

Hickel R., Brühaver K., Ilie N., (2013), “Repair of Restoration-Criteria for Decision Making and Clinical Recommendation”, *Dental Materials*, 29, 25-50.

Habib E., Wang R., Wang Y., Zhu M., Zhu X. X., (2016), “Inorganic Fillers for Dental Resin Composites: Present and Future”, *ACS Biomaterials Science & Engineering*, 2, 1-11.

Hasanain F., (2012), “An experimental fiber-reinforced dental resin composite”, Doctoral Thesis, Newcastle University.

ISO, (2009), *Dentistry -- Polymer-based restorative materials*, ISO 4049:2009, International Organization for Standardization.

Ioelovich M., (2012), “Optimal Conditions for Isolation of Nanocrystalline Cellulose Particles”, *Nanoscience and Nanotechnology*, 2, 9-13.

Jonathan W. D. C., (2012), “Effects of Zirconate Coupling Agents on Resin Modified Composites Bonding to Zirconia Surfaces” Master Thesis, University of Hong Kong.

Jorfi M., Foster E. J., (2015), “Recent advances in nanocellulose for biomedical applications”, *Journal of Applied Polymer Science.*, 41719, 1-19.

Jandt K. D., Sigusch B. W., (2009), “Future Perspectives of Resin-Based Materials”, *Dental Materials*, 25, 1001-1006.

Joubert F., Musa O. M., Hodgson D. R. W., Cameron N. R., (2014), “The preparation of graft copolymers of cellulose and cellulose derivatives using ATRP under homogeneous reaction conditions”, *Chemical Society Reviews*, 43, 7217—7235.

Khaled A. N., (2011), “Physical properties of dental resin nanocomposites”, Master Thesis, University of Manchester.

Khvostenko D., Mitchell J. C., Hilton T. J., Ferracane J. L., Kruzic J. J., (2013), “Mechanical performance of novel bioactive glass containing dental restorative composites”, *Dental Materials*, 29, 1139-1148.

Klemm D., Kramer F., Moritz S., Lindstrom T., Ankerfors M., Gray D., Dorris A., (2011), “Nanocelluloses: A New Family of Nature-Based Materials”, *Angew.Chemie International Edition.*, 50, 5438 – 5466.

Klapdohr S., Moszner N., (2005), “New Inorganic Components for Dental Filling Composites”, *Monatshefte für Chemie*, 136, 21-45.

Lagerwall J. P. F, Schutz C., Salajkova M., Noh J. H., Park J. H., Scalia G., Bergstrom L., (2014), "Cellulose nanocrystal-based materials: from liquid crystal self-assembly and glass formation to multifunctional thin films", *NPG Asia Materials*, 6, 1-12.

Laviguer C., Zhu X. X., (2012), "Recent advances in the development of dental composite resins", *RSC Advances*, 2, 59-63.

Lee K. Y., Jeong L., Kang Y. O., Lee S. J., Park W. H., (2009), "Electrospinning of polysaccharides for regenerative medicine", *Advanced Drug Delivery Reviews*, 61, 1020–1032.

Leprince J. G., Palin W. M., Hadis M. A., Devaux J., Leloup G., (2013), "Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency", *Dental Materials*, 29, 139-156.

Liu Y., Tan Y., Lei T., Xiang, Q., Huang B., (2009), "Effect of porous glass-ceramic fillers on mechanical properties of light cured dental resin composites", *Dental Materials*, 25, 709-715.

Mariano M., El Kissi N., Dufresne A., (2014), "Cellulose Nanocrystals and Related Nanocomposites: Review of some Properties and Challenges", *Journal of Polymer Science, Part B: Polymer Physics*, 52, 791-806.

McCabe J. F., Walls A. W. G., (2008), "Applied Dental Materials", 9th Edition, Blackwell Publishing.

Ma N., Liu D., Liu Y., Sui G., (2015), "Extraction and Characterization of Nanocellulose from *Xanthoceras Sorbifolia* Husks", *International Journal of Nanoscience and Nanoengineering*, 2, 43-50.

Morais J. P. S., Rosa M. F., Men de sa Moreira de Souza Filho, Nascimento L. D., do Nascimento D. M., Cassales A. R., (2013), "Extraction and characterization of nanocellulose structures from raw cotton Linter", *Carbohydrate Polymers*, 91, 229-235.

Manhart J., Kunzelmann K. H., Chen H. Y., Hickel R., (2000), "Mechanical Properties of New Composite Restorative Materials", *Journal of Biomedical Materials Research*, 53, 353-361.

Nasim I., Neelakantan P., Sujeer R., Subbarao C. V., (2010), "Color stability of microfilled, microhybrid and nanocomposite resins—An in vitro study", *Journal of Dentistry*, 385, e137-e142.

Orakoğlu A., (2010), "Fiziksel ve kimyasal etkenlerin kompozit dolgular üzerindeki etkisi", *Bitirme Tezi, Ege Üniversitesi*.

Papadopoulos T., Sarafianou A., Hatzikyriakos A., (2010), "Colour Stability of Veneering Composites after Accelerated Aging", *European Journal of Dentistry*, 4, 137-142.

Raquez J. M., Murena Y., Goffin A. L., Habibi Y., Ruelle B., DeBuyl F., Dubois P., (2012), "Surface modification of cellulose nanowhiskers and their use as nanoreinforcers into polylactide: A sustainably-integrated approach", *Composites Science and Technology*, 72, 544-549.

Rueggeberg F. A., (2011), "State-of-the-art: Dental photocuring—A review", *Dental Materials*, 27, 39-52.

Raquez J. M., Murena Y., Goffin A. L., Habibi Y., Ruella B., DeBuyl B., Dubois P., (2012), "Surface Modification of Cellulose Nanowhiskers and Their Use as Nanoreinforced into Polylactide: A Sustainably-Integrated Approach", *Composite Science and Thecnology*, 72, 544-549.

Salas C., Nypelö T., Rodriguez-Abreu C., Carrillo C., Rojas O. J., (2014), "Nanocellulose properties and applications in colloids and interfaces", *Current Opinion in Colloid & Interface Science*, 19, 383-396.

Sabatini C., Campillo M., Aref J., (2012), "Color Stability of Ten Resin-Based Restorative Materials", *J Esthet Restor Dent*, 24, 185-200

Sideridou I. D., Karabela M. M., (2009), "Effetct of the Amount of 3-methacycloxypropyltrimethoxysilane Coupling Agent on Physical Properties of Dental Resin Nanocomposite", *Dental Material*, 25, 1315-1324.

Silva R. M., Santos P. H. N., Souza L. B., Dumont V. C., Soares J. A., Santos M. H., (2013), "Effects of cellulose fibers on the physical and chemical properties of glass ionomer dental restorative materials" *Materials Research Bulletin*, 48, 118-126.

Silva R. M., Pereira F. V., Mota F. A. P., Watanabe E., Soares S. M. C. S., Santos M. H., (2016), "Dental glass ionomer cement reinforced by cellulose microfibers and cellulose nanocrystals", *Materials Science and Engineering C*, 58, 389-395.

Stober T., Gilde H., Lenz P., (2001), "Color Stability of Highly Filled Composite Resin Materials for Facings", *Dental Materials*, 17, 87-94.

Tarle Z., Marovic D., Panduric V., (2012), "Contemporary Concepts on Composite Materials", 38, 23-38.

Van der Heide P., (2011), "X-ray photoelectron spectroscopy", 1st Edition, Wiley.

Vichi A., Corciolani G., Davidson C. L., Ferrari M., "Color and Opacity Variations in Three Different Resin-Based Composite Products After UV Aging", 9, 58-66.

Xia Y., Zhang F., Xie H., Gu N., (2008), "Nanoparticle-reinforced resin-based dental composites", *Journal of Dentistry*, 36 , 450–455.

Web 1, (2016), <http://www.ccsi-inc.com/t-rockwell2.htm>, (Erişim Tarihi 21/11/2016).

Web2,(2016), http://iprints.istanbul.edu.tr/wp-content/uploads/2016/04/sem2_35.pdf, (Erişim Tarihi 11/12/2016).

Wilson K. S., Zhang K., Antonucci J. M., (2005), “Systematic Variation of Interfacial Phase Reactivity in Dental Nanocomposites”, *Biomaterials*, 26, 5095-5103.

Zakir M., Kheraif A. A. A., Asif M., Wong F. S. L., Rehman I. U., (2013), “A comparison of the mechanical properties of a modified silorane based dental composite with those of commercially available composite material”, *Dental Materials*, 29, e53-e59.

Zhang H., Darvell B. W., (2012), “Mechanical properties of hydroxyapatite whisker-reinforced bis-GMA-based resin composites”, *Dental Materials*, 28, 824-830.

ÖZGEÇMİŞ

1986 yılında Kocaeli’ de doğan Vildan ŞANKO, ilk ve orta öğretimini Kocaeli’ de tamamladı. 2005 yılında Kocaeli Üniversitesi Rafineri ve Petrokimya Bölümü önlisans eğitimine başladı ve 2007 yılında mezun oldu. Aynı yıl Adnan Menderes Üniversitesi Kimya Bölümü’nde lisans eğitimine başladı ve 2011 yılında mezun oldu. 2013 yılında ise Gebze Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kimya Anabilim Dalı’nda yüksek lisans çalışmalarına başladı.