

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

NANOPARTİKÜL TAKVİYELİ DENTAL DOLGU MALZEMELERİNİN
MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Kadir DOĞAN

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç.Dr İsmail Yasin SÜLÜ

Şubat 2023

T.C
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

NANO PARTİKÜL TAKVİYELİ DENTAL DOLGU MALZEMELERİNİN
MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Kadir DOĞAN
36193618044

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç.Dr İsmail Yasin SÜLÜ

Şubat 2023

TEŞEKKÜR VE ÖNSÖZ

Yüksek lisans tez çalışmam boyunca zamanını, desteğini, bilgilerini ve tecrübelerini benden esirgmeden yönlendiren saygıdeğer danışman hocam Doç.Dr İsmail Yasin SÜLÜ'ye;

Tezin uygulama aşamasında (proje numarası: FYL-2021-2655) projeye vermiş oldukları maddi ve manevi destekten dolayı, İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne;

Yaşamım boyunca desteklerini benden esirgemeyen, maddi ve manevi her zaman yanımda bulunan, bu yaşlara gelmemde büyük emekleri ve fedakarlıkları olan annem ve babama;

Yüksek lisans çalışmam boyunca mesleki deneyimlerinden yararlandığım ve her türlü desteğini esirgemeyen sevgili arkadaşım Dt. Fatoş Hayrünisa SERİN'e;

Yüksek lisans eğitimim boyunca her zaman yanımda olan, bu süreçte tüm zorlukların üstesinden beraber geldiğimiz kıymetli dostlarım Burhan TEPEHANve Tümay AKDOĞAN'a;

teşekkür ederim.

ONUR SÖZÜ

Yüksek lisans tezi olarak sunduğum “Nanopartikül Takviyeli Dental Dolgu Malzemelerinin Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi” başlıklı bu çalışmanın bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurmaksızın tarafımdan yazıldığına ve yararlandığım bütün kaynakların hem metin içinde hem de kaynakçada yöntemine uygun biçimde gösterilenlerden oluştuğunu belirtir, bunu onurumla doğrularım.

Kadir DOĞAN



İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR VE ÖNSÖZ.....	i
ONUR SÖZÜ.....	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	v
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vi
SEMBOLLER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	ix
ÖZET.....	x
ABSTRACT.....	xi
1. GİRİŞ	1
2. LİTERATÜR İNCELEMESİ.....	3
3. GENEL BİLGİLER.....	7
3.1 Dental Dolgu Çeşitleri.....	7
3.2 Amalgam Dolgular.....	7
3.2.1 Amalgam dolguların avantajları.....	10
3.2.2 Amalgam dolguların dezavantajları.....	11
3.2.3 Amalgam dolguların sınıflandırılması.....	11
3.2.4 Amalgam dolguların mekanik özellikleri.....	12
3.2.5 Amalgamasyon.....	14
3.3 Kompozit Dolgular.....	15
3.3.1 Dental kompozitin bileşenleri.....	16
3.3.1.1 Organik faz.....	16
3.3.1.2 Polimerizasyon başlatıcı sistem.....	17
3.3.1.3 Ara faz.....	19
3.3.1.4 İnorganik faz.....	20
3.3.2 Dental kompozitlerin sınıflandırılması.....	21
3.3.3 Dental kompozitlerin özellikleri.....	24
3.4 Biyouyumluluk ve Biyomateryaller.....	27
3.5 Antep Fıstığı Kabuğu.....	28
3.6 Titanyum.....	32
4. MATERYAL VE YÖNTEM.....	35
4.1 Deneysel Çalışmalarda Kullanılan Malzemeler.....	35
4.1.1 Titanyum tozu.....	35
4.1.2 Antep fıstığı kabuğu tozu.....	36
4.1.3 Amalgam dolgu.....	37

4.1.4 Kompozit dolgu.....	38
4.1.5 PLA türü filament.....	39
4.2 Deneysel Çalışmalarda Kullanılan Cihaz ve Gereçler.....	40
4.2.1 Amalgamatör.....	40
4.2.2 Led ışık cihazı.....	40
4.2.3 Hassas terazi.....	41
4.2.4 3 Boyutlu yazıcı.....	42
4.2.5 Taramalı elektron mikroskobu (SEM).....	43
4.2.6 Basma test cihazı.....	44
4.2.7 Mikrosertlik test cihazı.....	45
4.2.8 Cam havan.....	46
4.3 Deneysel Çalışmalar.....	47
4.3.1 Amalgam dolgu numunelerinin hazırlanması.....	52
4.3.2 Kompozit dolgu numunelerinin hazırlanması.....	55
4.3.3 Basma testi.....	57
4.3.4 Brinell sertlik testi.....	59
4.3.5 SEM görüntülemesi.....	59
5. BULGULAR ve TARTIŞMA.....	60
5.1 Basma Deneyi Sonuçları.....	60
5.1.1 Amalgam-titanyum.....	61
5.1.2 Amalgam-Antep fıstığı kabuğu.....	64
5.1.3 Kompozit- Antep fıstığı kabuğu.....	67
5.1.4 Amalgam.....	70
5.1.5 Kompozit.....	71
5.2 Çekme Gerilmesi Sonuçları.....	73
5.2.1 Amalgam-titanyum.....	73
5.2.2 Amalgam-Antep fıstığı kabuğu.....	74
5.2.3 Kompozit- Antep fıstığı kabuğu.....	76
5.2.4 Amalgam.....	77
5.2.5 Kompozit.....	78
5.3 Sertlik Deneyi Sonuçları.....	79
5.4. SEM Görüntüleri Sonuçları.....	81
6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER.....	86
KAYNAKLAR.....	91
ÖZGEÇMİŞ.....	96

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.2 : Kompozit dolguların tarihsel değişimi ve gelişimi.....	16
Çizelge 3.3 : Farklı partikül boyutlu kompozit dolguların mekanik özellikleri.....	23
Çizelge 3.4 : Biyomateryallerin karakteristik özelliklerinin incelenmesi.....	27
Çizelge 3.5 : Biyomateryallerin oluşturabileceği dezavantajlar.....	28
Çizelge 4.1 : Saf titanyum tozu özellikleri.....	35
Çizelge 4.2 : Antep fıstığı kabuğu tozu özellikleri.....	36
Çizelge 4.3 : Hassas terazi teknik özellikleri.....	42
Çizelge 4.4 : Deneysel çalışma yöntem adımları.....	48
Çizelge 4.5 : Amalgam-titanyum tozu destekli numuneler.....	52
Çizelge 4.6 : Amalgam-Antep fıstığı kabuğu tozu destekli numuneler.....	54
Çizelge 4.7 : Kompozit-Antep fıstığı kabuğu tozu destekli numuneler.....	56
Çizelge 5.1 : Amalgam-titanyum (AT) plaka yükleme kuvvetleri.....	73
Çizelge 5.2 : Amalgam-Antep fıstığı kabuğu (AK) plaka yükleme kuvvetleri.....	74
Çizelge 5.3 : Kompozit-Antep fıstığı kabuğu(KK) plaka yükleme kuvvetleri.....	76
Çizelge 5.4 : Amalgam dolgu plaka yükleme kuvvetleri.....	77
Çizelge 5.5 : Kompozit dolgu plaka yükleme kuvvetleri.....	78
Çizelge 5.6 : Brinell sertlik sonuçları.....	80

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1 : Amalgam dolgularda civanın yayılma yolları.....	8
Şekil 3.2 : AB ülkelerinde amalgam kullanım oranları.....	9
Şekil 3.3 : Amalgam dolgu.....	10
Şekil 3.4 : Kompozit malzemelerin şematik görünümü.....	15
Şekil 3.5 : CQ'nun foto-başlatıcı tepkimesi.....	19
Şekil 3.6 : Silan vasıtasıyla doldurucu ve rezinin bağlanma tepkimesi.....	20
Şekil 3.7 : Kompozit dolgularda destekleyici faz sistemlerinin dağılımına, şekline ve partikül boyutuna göre sınıflandırılması.....	22
Şekil 3.8 : Kompozit dolguların özellikleri.....	24
Şekil 3.9 : Dünya genelinde Antep fıstığı üretimi.....	29
Şekil 3.10 : Türkiye'de Antep fıstığı üretiminin yıllara göre dağılımı.....	30
Şekil 3.11 : Antep fıstığı kabuğunun öğütülmüş hali.....	31
Şekil 3.12 : Titanyum elementinin özellikleri.....	32
Şekil 3.13 : Titanyum süngeri.....	33
Şekil 3.14 : Titanyum süngeri üretim metodu.....	34
Şekil 4.1 : Saf titanyum tozu.....	35
Şekil 4.2: Antep fıstığı kabuğu tozu.....	36
Şekil 4.3 : Amalgam dolgu.....	37
Şekil 4.4 : Kompozit dolgu.....	38
Şekil 4.5 : PLA filament.....	39
Şekil 4.6 : Amalgamatör.....	40
Şekil 4.7 : Led ışık cihazı.....	41
Şekil 4.8 : Hassas terazi.....	42
Şekil 4.9 : 3 Boyutlu yazıcı.....	43
Şekil 4.10 : Taramalı elektron mikroskobu.....	44
Şekil 4.11 : Basma test cihazı.....	45
Şekil 4.12 : Mikrosertlik test cihazı.....	46
Şekil 4.13 : Cam havan.....	47
Şekil 4.14 : Basma deneyi numune boyutları.....	49
Şekil 4.15 : Kalıp model görünümü.....	50
Şekil 4.16 : Kalıp teknik resim görüntüsü.....	50
Şekil 4.17 : Kalıp imalat görüntüsü.....	51

Şekil 4.18 : Amalgam-titanyum (AT-3).....	53
Şekil 4.19 : Amalgam-titanyum (AT-5).....	53
Şekil 4.20 : Amalgam-titanyum (AT-7).....	53
Şekil 4.21 : Amalgam-Antep fıstığı kabuğu (AK-3).....	54
Şekil 4.22 : Amalgam-Antep fıstığı kabuğu (AK-5).....	55
Şekil 4.23 : Amalgam-Antep fıstığı kabuğu (AK-7).....	55
Şekil 4.24 : Kompozit-Antep fıstığı kabuğu (KK-3).....	56
Şekil 4.25 : Kompozit-Antep fıstığı kabuğu (KK-5).....	56
Şekil 4.26 : Kompozit-Antep fıstığı kabuğu (KK-7).....	57
Şekil 4.27 : Numunelerin yükleme yönü.....	57
Şekil 4.28 : Plaka yüklemesi.....	58
Şekil 4.29 : Numunelerin plaka yüklemesi.....	59
Şekil 4.30 : Brinell sertlik testi numuneleri.....	59
Şekil 5.1 : Amalgam-titanyum (AT-3) kuvvet şekil değişimi.....	61
Şekil 5.2 : Amalgam-titanyum (AT-5) kuvvet şekil değişimi.....	62
Şekil 5.3 : Amalgam-titanyum (AT-7) kuvvet şekil değişimi.....	62
Şekil 5.4 : Amalgam-titanyum (AT) basma gerilmesi değerleri.....	63
Şekil 5.5 : Amalgam-Antep fıstığı kabuğu (AK-3) kuvvet şekil değişimi.....	64
Şekil 5.6 : Amalgam-Antep fıstığı kabuğu (AK-5) kuvvet şekil değişimi.....	65
Şekil 5.7 : Amalgam-Antep fıstığı kabuğu (AK-7) kuvvet şekil değişimi.....	65
Şekil 5.8 : Amalgam-Antep fıstığı kabuğu (AK) basma gerilmesi değerleri.....	66
Şekil 5.9 : Kompozit-Antep fıstığı kabuğu (KK-3) kuvvet şekil değişimi.....	67
Şekil 5.10 : Kompozit-Antep fıstığı kabuğu (KK-5) kuvvet şekil değişimi.....	68
Şekil 5.11 : Kompozit-Antep fıstığı kabuğu (KK-7) kuvvet şekil değişimi.....	68
Şekil 5.12 : Kompozit-Antep fıstığı kabuğu (KK) basma gerilmesi değerleri.....	69
Şekil 5.13 : Amalgam dolgu kuvvet şekil değişimi.....	70
Şekil 5.14 : Kompozit dolgu kuvvet şekil değişimi.....	71
Şekil 5.15 : Amalgam ve kompozit dolguların basma gerilmesi değerleri.....	72
Şekil 5.16 : Amalgam-titanyum (AT) çekme gerilme değerleri.....	73
Şekil 5.17 : Amalgam-Antep fıstığı kabuğu (AK) çekme gerilme değerleri.....	75
Şekil 5.18 : Kompozit-Antep fıstığı kabuğu (KK) çekme gerilme değerleri.....	76
Şekil 5.19 : Amalgam dolgu çekme gerilme değerleri.....	78
Şekil 5.20 : Kompozit dolgu çekme gerilme değerleri.....	79
Şekil 5.21 : AT-3'e ait SEM görüntüleri.....	81
Şekil 5.22 : AT-5'e ait SEM görüntüleri.....	81

Şekil 5.23 : AT-7'e ait SEM görüntüleri.....	82
Şekil 5.24 : AK-3'e ait SEM görüntüleri.....	82
Şekil 5.25 : AK-5'e ait SEM görüntüleri.....	82
Şekil 5.26 : AK-7'e ait SEM görüntüleri.....	83
Şekil 5.27 : KK-3'e ait SEM görüntüleri.....	83
Şekil 5.28 : KK-5'e ait SEM görüntüleri.....	83
Şekil 5.29 : KK-7'e ait SEM görüntüleri.....	84
Şekil 5.30 : Amalgam'a ait SEM görüntüleri.....	84
Şekil 5.31 : Kompozit'e ait SEM görüntüleri.....	84



SEMBOLLER VE KISALTMALAR

Hg	: Cıva
Ag	: Gümüş
Zn	: Çinko
In	: İndiyum
Cu	: Bakır
Sn	: Kalay
Pd	: Palladyum
Nb	: Niyonyum
Ti	: Titanyum
B	: Bor
ρ	: Yoğunluk
mm	: Milimetre
μ	: Mikron
Pa	: Pascal
MPa	: Mega pascal
Sem	: Taramalı Elektron Mikroskop
σ_b	: Basma Gerilmesi
F_{max}	: Maksimum Kuvvet
A_0	: Kesit Alanı
π	: Pi Sayısı
%	: Yüzde
F	: Kuvvet
ISO	: ISO International Organization for Standardization

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

NANOPARTİKÜL TAKVİYELİ DENTAL DOLGU MALZEMELERİNİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

Kadir DOĞAN

İnönü Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

96+XI sayfa

2023

Danışman: Doç. Dr İsmail Yasin SÜLÜ

Dolgu, üzerine uygulanan kuvvet sonucu deforme olmuş veya yapısında barındırdığı çürük nedeniyle işlevini kaybetmiş ya da kaybetmek üzere olan dişe normal fonksiyonunu ve görünümünü kazandırma yöntemidir. Ortaya çıkış amacı olarak işlevini yitirmiş bir dişe normal fonksiyonunu ve görünümünü sağlamak olan dolgular günümüzde estetik kaygılar başta olmak üzere farklı amaçlar içinde kullanılmaya başlanmıştır.

Malzeme biliminin tarih boyunca gelişmesiyle dolgu malzemelerinde sürekli olarak bir gelişim ve değişim gözlemlenmiştir. Meydana gelen bu gelişimler sonucunda günümüzde çok sayıda dental dolguların var olduğu bilinmektedir. Günümüzde dental uygulamalarda tercih edilen dolgulardan amalgam ve kompozit dolgular ise içerisinde barındırdıkları avantajlara göre diğer dolgulara oranla daha fazla kullanım alanına sahiptirler.

Günümüzde yaygın olarak kullanılan kompozit ve amalgam dolgular tezimizin ana konusunu oluşturmaktadır. Tez çalışmamızda mevcut amalgam ve kompozit dolgu malzemelerine ağırlıkça %15, %20 ve %25 oranında biyouyumluluğa sahip nanopartikül malzeme katılmıştır. Bu malzemelerden biri inorganik yapıya sahip olan titanyum tozu ve diğer nanopartikül malzeme ise Antep fıstığı kabuğu tozu olarak belirlenmiştir. Destekleyici olarak amalgam ve kompozit dolgulara katılan bu nanopartikül malzemelerin dolguların mekanik özelliklerine etkileri incelenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Kompozit, Amalgam, Dental Dolgu, Nanopartikül

ABSTRACT

Master Thesis

INVESTIGATION OF MECHANICAL PROPERTIES OF NANOPARTICLE REINFORCED DENTAL FILLING MATERIALS

Kadir DOĞAN

Inonu University
Graduate School of Nature and Applied Sciences
Department of Mechanical Engineering

96+XI sayfa

2023

Supervisor: Prof. Dr. İsmail Yasin SÜLÜ

Filling is a method of restoring normal function and appearance to a tooth that has been deformed as a result of the force applied on it, or has lost its function due to the caries it contains in its structure, or is about to lose it. Fillings, the purpose of which is to provide the normal function and appearance of a tooth that has lost its function, have started to be used for different purposes today, especially for aesthetic concerns.

With the development of materials science throughout history, a continuous development and change has been observed in filling materials. As a result of these developments, it is known that there are many dental fillings today. Amalgam and composite fillings, which are the preferred fillings in dental applications today, have more usage areas compared to other fillings according to the advantages they contain.

Composite and amalgam fillings, which are widely used today, constitute the main topic of our thesis. In our thesis study, nanoparticle materials with biocompatibility of 15%, 20% and 25% by weight were added to the existing amalgam and composite filling materials. One of these materials is titanium powder, which has an inorganic structure, and the other nanoparticle material is determined as Pistachio shell peanut powder. The effects of these nanoparticle materials, which are added to amalgam and composite fillings as a support, on the mechanical properties of the fillings have been studied.

Keywords: Composite, Amalgam, Dental Filling, Nanoparticle

1. GİRİŞ

İnsan dişinin bileşimi ve yapısı dişin farklı özelliklerinin oluşmasında temel bir rol oynar. Dişin yapısında var olan bir bozukluğun yada bileşiminde meydana gelen anormalliğin mevcut dişin mekanik yönden yetersiz olmasına veya estetik görüntüsünde bozukluklara sebebiyet verebilmektedir. Diş problemi yaşayan bireylerde bu durum yaşam standartlarını düşürerek bireyin sıkıntılı bir süreç yaşamasına neden olmaktadır. Dental uygulamalarda en sık rastlanan vakalardan birisi de diş çürümesidir. Çürük, dişin yapısını oluşturan mine, dentin ve kök yüzeyini örten sert dokuların yıkılarak işlevini kaybetmesi olarak nitelendirilir.

Toplumda ağız-diş sağlığını en çok etkileyen problemler diş çürükleri ve peridontal hastalıklardır (Fejerskov ve diğ, 2008). Türkiye’de ağız ve diş sağlığı araştırmalarına göre yetişkin her 100 kişiden 90’ında çürük diş olduğu tespit edilmiştir (Anadolu Ajansı, 2021). Diş çürükleri insanoğlunun farklı dönemlerinde vaka oranlarında farklılıklar gösterse de her tarihin her döneminde var olmuştur. Diş çürüğü ilk insan toplumunun var oluşundan günümüze kadar varlığını sürdürmüştür (Brothwell, 1959).

Diş çürüğünün ortaya çıkışından bu yana insanoğlu çürüğün oluşumunu engelleme ve çürük oluştuktan sonraki süreçler için çalışmalar yapmıştır. Literatürü incelediğimiz zaman yapılan çalışmaların günümüzde de varlığını sürdürdüğüne rastlamaktayız. Malzeme biliminin ve teknolojinin gelişmesine paralel olarak bu çalışmalar hız kazanmıştır. Yapılan araştırmalar ve çalışmalar sonucunda diş çürükleri tedavi için yeni bir alan olan endodonti tedavisinin ortaya çıkmasına sebep olmuştur. Endodonti tedavisi çürük yada çürük dışı sebeplerden dolayı işlevini kaybetmiş dişteki sert dokuların tamir ve tedavi edilmesi olarak adlandırılmaktadır. Ortaya çıkış amacı çürük tedavisi olan endodonti tedavisi günümüzde farklı amaçlar içinde kullanılmaktadır. Endodontik tedavi yönteminde mevcut çürük alanı belirli kurallara göre temizleyip daha sonradan bu alana dolgu yapılarak çürük olan dişin yeniden kullanılmasına imkan tanımaktadır.

Diş dolgusu, üzerine uygulanan kuvvet sonucu deforme olmuş veya yapısında barındırdığı çürük nedeniyle işlevini kaybetmiş olan dişlerin mevcut fonksiyonlarını ve görünümünü kazandırmak için çeşitli materyallerle restore edilmesidir. Genel olarak diş hekimliğinde dolgu materyali olarak kompozit, amalgam ve porselen dolgular

kullanılmaktadır. Endodontik tedavilerde dolgu seçimini belirleyen bir çok parametre mevcuttur.

Dental uygulamalarda yaygın olarak kullanılan bu dolguların endodonti uygulamalarında kullanımı için hekim ve hastanın öncelikli olarak dikkat ettiği özellik ise dolguların barındırdıkları avantaj ve dezavantajlarıdır. Avantaj ve dezavantajları kıyaslanarak belirlenen dolgular, hekim tarafından onaylandıktan sonra çürük dişin restorasyonu yapılarak hasta tedavisi yapılır. Dolgular yapılarında barındırdıkları element, bileşim vb. özellikleri sayesinde avantaj ve dezavantajlara sahiptirler. Dolgu malzemelerinin ortaya çıkışından günümüze kadar süreçte dolguların dezavantajlarını minimuma indirmek için birçok çalışma yapılmıştır.

Gerçekleştirilen tez çalışmamız kapsamında günümüzde yaygın olarak kullanılan amalgam ve kompozit dolgunun mekanik özelliklerini sistematik bir şekilde inceleyerek mevcut durumun belirlenmesi sağlanmıştır. Daha sonradan belirlediğimiz nanopartikül malzemelerin belirli oranlarda mevcut dolgulara ilavesi yapılarak yeni durumda oluşan dolgunun mekanik özelliklerinin incelenmesini yapılmıştır. Burada destekleyici partiküllerin yükleme oranının, partikül çeşidinin, partikül boyutu ve dağılımının etkisi de incelenmiştir.

2. LİTERATÜR ÖZETİ

Günümüzde diş hekimliği uygulamalarında yaygın olarak kullanımına devam eden dental malzemelerden birisi de dolgu malzemeleridir. Geçmişten günümüze bu malzemelerin geliştirilmesi için çalışmalar yapılmış olup günümüzde de bu çalışmalar devam etmektedir. Günümüzde üretim yöntemlerinin ve malzeme biliminin gelişmesi ile birlikte farklı mekanik özelliklere ve görünüme sahip dental dolgular ortaya çıkmıştır.

Arısı ve arkadaşları retrograd dolgu malzemesini poliasit modifiye kompozit rezinlerde kullanarak periapikal iyileşme etkilerini kısa ve uzun dönemde incelemişlerdir. Çalışmada apikal rezeksiyon endikasyon tanısı olan ön üst 30 diş kanal tedavisi uygulayarak 3mm derinliğinde sınıf-I kaviterler açılmıştır. Daha sonra açılan kaviterler retrograd ile doldurularak çeşitli süreler belirlenerek beklemişlerdir. Belirlenen süreler sonunda restorasyon yapılan dişlerin radyografileri alınarak detaylı olarak incelenmiştir. Çalışma sonucunda elde edilen kompozit rezinlerin periapikal iyileşme üzerinde herhangi bir olumsuz etki yaratmadığı tespit edilerek bu materyalin amalgam dolguya alternatif olarak kullanılabilmesini öne sürmüşlerdir (Arısu ve diğ. , 2004).

Ulukapı ve ark. yapmış oldukları çalışmada kompozit ve amalgam dolgularda beyazlatma uygulamasının kenar sızıntısına etkisini araştırmışlardır. Çalışma da kompozit ve amalgam dolgulu dişlerde %10'luk karbamit peroksit ile "nigth guard" yöntemini uygulamışlardır. Yapılan deneysel çalışmalar sonucunda % 10'luk karbamid peroksit uygulanarak beyazlatma yapılan dolgularda kenar sızıntısına etkisi olmadığı gözlemlenmiştir (Ulukapo ve diğ., 2013).

Elalmış doktora tezinde yapmış olduğu çalışmasında sürdürülebilir ve tarımsal bir atık olan pirinç kabuğu külünden düşük maliyetle silika toz malzemeleri üretmiştir. Üretmiş olduğu silika toz malzemelerini dental kompozitlerde doldurucu bileşen olarak kullanmıştır. Hazırlamış olduğu 29 farklı numuneleri sertlik, üç-nokta kırma, su emilimi ve çözünürlük gibi testlere tabi tutarak pirinç kabuğu küllerinin uygulanabilirliğini araştırmıştır. Deneysel çalışmalar sonucunda pH 4 ve 7' de hazırlanan silika tozlarının kompozit yapıların mekanik özelliklerinde iyileştirme sağlayan ek inorganik malzemeler ile birlikte kullanılabilmesi, pH 9'da üretilen silika tozlarının ise ışık ile sertleşen kompozit dolgularda kullanılmayacağı sonucuna varmıştır (Elalmış, 2015).

Aslan ve Usul çalışmalarında azol içerikli nanopartiküller ve BisGMA/TEGDMA ile SiO₂'ni yeni nesil dental kompozitlerin sentezini yapmışlardır. 5- Aminotetrazol ve 3-

amino-1,2,4-t-Triazol, 1,2,4-Triazol fonksiyonel SiO₂ nanopartiküllerini, reçine içerisine homojen dağıtarak polimerizasyonu başlatmışlardır. Azol içerikli nanopartikülleri reçineye bağlanmasını sağlamak için FTIR spektroskopisi ile karakterize etmişlerdir. Elde ettikleri numunelerin su içerisindeki çözülme ve emilimlerinin ISO standartlarına uygun olduğunu saptamışlardır. Bunun yanı sıra antibakteriyel ve antifungal testlerinde ürettikleri numunelerin antibakteriyel özelliklerinin iyi olduğu sonucuna varmışlardır. Yaptıkları diğer testlerle birlikte elde edilen dental kompozitlerin uygulamada simantasyon veya dolgu malzemeleri olarak kullanılabileceğini öne sürmüşlerdir (Aslan & Usul, 2021).

Özmen'nin yapmış olduğu derleme çalışmasında Ivoclar Vivadent firmasının geliştirmiş olduğu yeni bir restoratif materyali olan "Cention N" isimli dolgu materyali ile ilgili çalışmaları incelemiştir. Uzun dönemde klinik uygulamaları henüz bulunmayan Cention N materyelinin birçok teste olumlu sonuçlar verdiği gözlemlenmiştir. Yaygın kullanılan dolgularda olduğu gibi ışık ile sertleşebilmesine ek olarak kimyasal yol ile de sertleşebilmesi üstün özellikleri arasında yer almaktadır. Henüz uzun kullanım etkileri bilinmesine rağmen Cention N materyali mevcut restorasyonlar için iyi bir alternatif olarak kullanılabileceği tespit edilmiştir (Özmen, 2021).

Literatürdeki çalışmalar incelendiği zaman Antep fıstığı kabuğu ve titanyum ile ilgili birçok çalışmaya rastlanmaktadır. Çetin ve diğ., (2022) yapmış oldukları çalışmada atık Antep fıstığı kabuklarını karbonize ederek elektriksel iletken dolgu malzemesi elde etmişlerdir. Elde ettikleri dolgu malzemesini termoplastik elastomer olan SEBS matrise farklı oranlarda katarak kompozit filmler üreterek oluşan yeni kompozitin mekanik, morfolojik ve elektriksel özelliklerini incelemiştir. Çalışmanın sonucunda ilave edilen iletken dolgu miktarı arttıkça kompozitler iletkenlik kazanırken mekanik açıdan zayıfladığı tespit edilmiştir. Numunelerin FESEM görüntülerinde dolgu konsantrasyonu arttıkça aglomerat ve gözeneklerin meydana geldiği ve bununda mekanik özelliklerde zayıflamaya sebep olduğu sonucuna varılmıştır. Elde edilen kompozit filmlerde kullanılan Antep fıstığı kabuğunun elektriksel iletkenlik gereken uygulamalarda kullanılabileceği sonucuna varılmıştır.

Al-Obaidi ve ark. yapmış oldukları çalışmada Antep fıstığı kabuğunu 3 farklı partikül boyutunda öğüterek karışıma %5-15 oranlarında katarak epoksi reçineden kompozit üretmişlerdir. Ürettikleri kompozit levhaları mekanik özellikleri açısından incelemiştir. Çalışma sonucunda üç farklı partikül boyutu ve iki farklı takviye oranlarının birbirinden farklı mekanik davranış özellikliği göstermiş olduğu sonucuna varmışlardır. Maksimumum

kopma mukavemet değerinin en kkk parikl boyutuna sahip ve %5 ağırlıkça takviyeli kompozitte meydana geldiği tespit edilmiştir (Al-Obaidi ve diğ, 2020).

Alsaadi ve ark. Antep fıstığı kabuğunu takviye olarak kullandıkları çalışmalarında Antep fıstığı kabuğunu 5 μm 'den daha kkk partikül boyutunda oğterek polyester matrise ağırlıkça % 5-15 oranında katarak elde ettikleri kompozitlerin mekanik ve morfolojik ozelliklerini incelemişlerdir. Çalışma sonucunda kompozitlerin ağırlıkça %10 konsantrasyonun üzerine çıkıldığında kompozitin kopma mukavemetinin düştüğü sonucuna varmışlardır. Yine aynı şekilde elde edilen numunelerinin morfolojik ozelliklerini incelediklerinde ise konsantrasyonu %10 üzerinde olan kompozit numunelerinde ise aglomeratların oluştuğu gözlemlenmiştir (Alsaadi ve diğ, 2018).

Antep fıstığı meyve kabuğunun biyodolgu olarak biyokompozitlerde kullanılabilirliği üzerine yaptıkları çalışmada Balasundar ve ark. Antep fıstığı kabuğu tozunun yüzey ve ısıl analizini, elementel ve morfolojik ozelliklerinin incelemişlerdir. Yapmış oldukları çalışmalar sonucunda Antep fıstığı kabuğunun sürdürülebilir ve evre dostu ürünlerde dolgu malzemesi olarak kullanılabileceği sonucuna varmışlardır (Balasundar ve diğ, 2019).

Say ve Bülbül yapmış oldukları çalışma da ön kol çift kırıkı olan on yaşından kkk hastalar da uygulanan titantum elastik çivi sonuçlarını incelemişlerdir. Hastaların ortalama kaynama sürelerinin 9-14 hafta sonucunda oluştuğu gözlemlendi. Kaynama esnasında hiçbir hasta da ekstansiyon ve fleksiyon tespit edilmedi. Yaptıkları alışma sonucunda ön kol çift kırıkı olan hastalarda titanyum elastik çivilerin iyi sonuçlar vermesinden ötürü uygulamada kullanılabileceğini önermişlerdir (Say ve Bülbül, 2012).

Titanyum esaslı alaşımların biyomedikal alanda kullanımını üzerine yapmış oldukları çalışmada Kaya ve ark. yüksek saflıkta element tozlarını kullanarak saf titanyum ile alaşım oluşturarak Ti-10Nb alaşımını üretmişlerdir. Bunun yanı sıra saf titanyum tozu ve Titanyum-10Nb alaşımının mekanik ozelliklerini karşılaştırmışlardır. Numunelere uyguladıkları basma testi sonucunda saf titanyum tozunun basma dayanımını yaklaşık olarak 1350 MPa alaşımının ise 900 MPa olarak tespit etmişlerdir. Bu değerin saf Ti için daha yüksek çıkmasının gözenek oranın daha az olmasından kaynaklandıkını ne sürmüşlerdir. Çalışma sonucunda üretilen numunelerin kemik dokuya göre daha sert olduğu ve elastik moodllerinin ise daha yakın olduğunu gözlemlenmişlerdir. Elde edilen numunelerin elastik modüllerinin düşürülmesinde Nb elementinin faz yapısının katkı sağladığı bildirilmiştir.

Çalışma sonucunda üretilen saf titanyum ve Ti-10Nb alaşımlarının mekanik özellikleri ve mikroyapı açısından değerlendirdiklerinde Ti-10Nb alaşımının saf titanyum numunesine göre daha ideal bir implant malzemesi olduğu ve geliştirilebilir bir alaşım olduğu sonucuna varmışlardır (Kaya ve diğ, 2018).

Titanyumun farklı kullanım alanlarına örnek olarak verilecek bir çalışmada ise Çeğil ve Şen, yapmış oldukları çalışma da AISI D2 yüzeyine difüzyon tekniğini kullanarak titanyum nitrür (TiN) kaplama tabakası oluşturarak davranışını incelemişlerdir. Soğuk iş takım çeliği olarak bilinen AISI D2 yüzeyine kalınlığı $6,71 \pm 0,9$ μm kalınlığında kaplama yapılmıştır. Oluşturulan numelerin yüzeylerinde oluşturulan kaplamanın korozyon testleri, mikroyapı incelemeleri ve faz analizleri yapılmıştır. Çalışma sonucunda TiN ile kaplanan soğuk iş takım çeliğinin korozyona karşı direncinin ve yüzey sertliğinin arttığı tespit edilmiştir (Çeğil ve Şen, 2014).

Dere yapmış olduğu yüksek lisans tez çalışmasında demir bazlı matrisli kompozitlerin içerisine titanyum diborür (TiB₂) partikül takviye ederek toz metalürjisi yöntemi ile numune üretimi yapmıştır. 10 μm 'den daha küçük demir tozuna ağırlıkça %3, 6.5 ve 10 oranlarında TiB₂ partikülleri eklemiştir. Ayrıca demir tozuna eklediği TiB₂ partiküllerinin yanı sıra bu bileşime TiB₂'nin yarısı kadar titanyum tozu eklemiştir. Demir matrise takviye ettiği partiküller sonucunda üretilen TiB₂ ve TiB₂+Ti numunelerin mekanik özelliklerin belirlemek için çeşitli testler uygulamıştır. Dere yapmış olduğu çalışma sonucunda takviye olarak kullanılan TiB₂ partikülünün demir matrisinin sertlik değerinde önemli bir artışın meydana getirdiğini gözlemlemiştir. TiB₂+Ti sonucunda ise sertlik değerinin bir miktar daha arttığı tespit edilmiştir. Demir matrise eklenen TiB₂ ve Ti partikülleri sonucunda bileşende % şekil değişimi ve eğme dayanımlarında azalma gözlemlenmiştir. Bunun yanı sıra TiB₂ ve Ti takviye miktarının artmasıyla demir matrisinin aşınma oranında kayda değer bir azalma meydana gelmiştir. %10 TiB₂ takviyeli demir matrisinin, takviyesiz matrise göre aşınma oranının 1/8'i olduğu yapılan aşınma testleri sonucunda tespit edilmiştir (Dere, 2019).

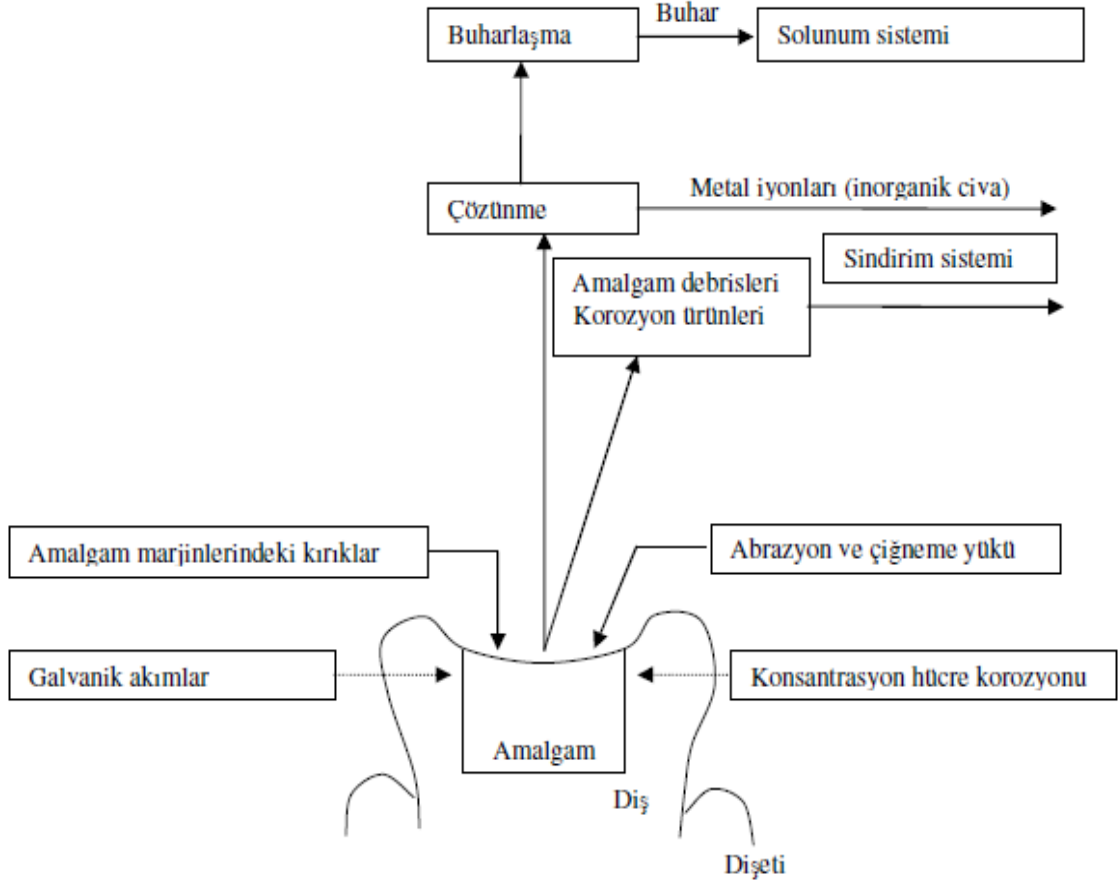
3. GENEL BİLGİLER

3.1 Dental Dolgu Çeşitleri

3.2 Amalgam Dolgular

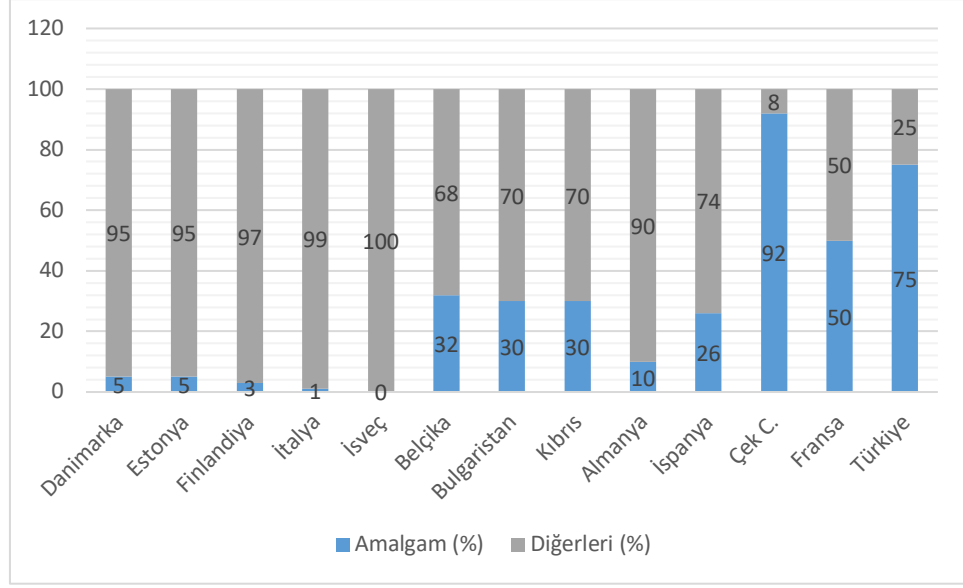
Bir veya birden fazla metal tozlarının bir araya gelerek civa ile birleşmesi sonucunda ortaya çıkan alaşımlara dental amalgam denir. Piyasa ismi olarak gümüş dolgular veya siyah dolgular olarak da adlandırılan bu dolgular çürük restorasyonu tedavilerinde kullanılmaya devam etmektedir. Demir gibi birkaç metal tozu dışında diğer kalan tüm metal tozları bir araya gelerek amalgam dolguların elde edilmesi mümkündür. Birleşimi yapılmak istenen bu metal tozlarının civa ile karışımı sağlanarak daha güçlü bağ yapısı elde edilerek çok dayanıklı dolgu malzemesinin elde edilmesi sağlanır. Günümüzde tercih edilen amalgam dolgu içerisinde civa(Hg), gümüş(Ag), çinko(Zn), indiyum(In), bakır(Cu), kalay(Sn) ve palladyum(Pd) gibi metaller yer alabilmektedir. Dental uygulamalarda kullanılan bu dolguların tercih edilmesinde içerisinde bulunan metallerin türü ve birleşimi önemli rol oynamaktadır.

Amalgam dolguların diş hekimliğinde ortaya çıkış tarihi 7.yy olarak bilinmektedir. İlk defa Çinliler tarafından kullanılan bu dolgular, 1970'li yıllara kadar yapılan toplam dolguların büyük bir çoğunluğunu oluşturmuştur (Secerli Dürer, 2017) . Tarihte kullanılan ilk amalgam alaşımı ise kalay-civa olmuştur. Yaygın olarak kullanılan bir diğer alaşım olan gümüş-civa ise ilk defa Fransada 1830'lu yıllarda kullanılmaya başlamıştır. Gümüş ve civanın kullanılmasıyla beraber Şekil 3.1'de görüldüğü üzere civanın vücut içerisinde çeşitli yollarla yayıldığına öne sürüldüğü çalışmaları ortaya atılmıştır. 1830'larda başlayan gümüş-civa karışımı amalgam dolgular 1850 yıllarına gelince bir çok Amerikalı diş hekimleri tarafından kullanılmamaya başlanmıştır. İçerisinde bulundurduğu civa ve gümüşün vücut için zararlarını öne sürerek bu dolguları kullanan diş hekimlerini yanlış tedavi yaptıkları düşüncesiyle tehdit etmişlerdir. Bu olay tarihte amalgam savaşları olarak bilinmektedir. Olayların üzerine çeşitli bilim adamları amalgam dolgunun zararlı ve zararsız olduğuna dair çalışmalar yaparak kendi tezlerini ispat etmeye çalışmışlardır (Dodes, 2001) .



Şekil 3.1: Amalgam dolgularda civanın yayılma yolları (Dodes, 2001).

1896 yılında %68,5 gümüş, %25 kalay, %5 altın ve %1 çinko alaşımını yayınlayan Dr.Greene Vardiman'ın bilimsel raporu dünya çapında diş hekimleri tarafından onay görmesi uzun süre almıştır (Osborne, 2001). Alman kimyager olan Alfre Stock dental amalgamlarda bulunan yüksek civa nedeniyle bu dolguların kullanılmaması gerektiğiyle ilgili makale yayımlamıştır. 1970'lerde Dr.Hal Huggins tarafından yapılan başka bir çalışmada amalgam dolguların fazla hastalığa sebep olduğu ile ilgili çalışmalar yapmıştır ve bunun sonucunda 1985'te civa zehirliliği ile ilgili bir kitap yazmıştır. Bunun üzerine Kanada Dental Birliği, Amerikan Dental Birliği ve Britanya ental Birliği yaptıkları araştırmalar ve çalışmalar sonucundan amalgam da bulunan civa ve gümüşün zararlı olduğuna dair bir bilimsel kanıt olmadığı için bu dolgunun kullanılmasında bir engel olmadığını kararına varmışlardır (Bayırlı ve Şirin, 1982).



Şekil 3.2: AB ülkelerinde amalgam kullanım oranları (Konyar, 2016).

Birleşmiş Milletlerin yayınladığı rapora göre amalgam dolgularda civanın etkisi dolayısı ile insalarda çok nadir alerjik reaksiyonlar dışında ciddi sağlık sorunlarına yol açmayacağını belirtilmiştir. Bu raporda net bir sonucun olmamasından ötürü birçok Avrupa ülkesinde amalgam dolguların kullanımı konusunda kafa karışıklığı devam etmektedir (Şekil 3.2). İsveç Ulusal Sağlık ülkede amalgam dolgunun kullanılmaması konusunda tavsiye vermiştir. Burada asıl amacın civanın insan vücuduna zarar verebileceği gerekçesi ile birlikte çevreye de zarar verdiği göz önüne alınarak tedbirlerin alınması istenmiştir. Gelişmiş ülkelerde yapılan araştırmalar sonucunda kanalizasyon sisteminde yer alan civa miktarlarının büyük bir çoğunluğunun sanayi atıklarından oluştuğu ve amalgam dolgulardaki civa miktarının ise bu oranı küçük miktarlarda etkilediği tespit edilmiştir. Birleşmiş Milletler Çevre Programı liderliğinde Türkiye Cumhuriyeti dahil 101 ülke tarafından ‘Civaya İlişkin Minata Sözleşmesi’ adı altında yapılan antlaşma ile civa kaynaklı çevre kirliliğinin küresel ölçüde önlenmesi tedbirler alınmıştır. Bu sözleşme de ise amalgam dolgularda kullanılan civanın yasaklanması ile ilgili bir tedbirin alınmadığı görülmektedir (Url-1, 2022).

Amalgam dolguların kullanımının insanı ve çevreyi olumsuz yönden etkilemesi konusunda net bir karara bağlanamamasına rağmen tarih boyunca diş hekimliği uygulamalarında kullanılmış ve günümüzde de kullanılmaya devam etmektedir. Fakat günümüzde malzeme biliminin gelişmesiyle beraber farklı dental dolguların çıkmasıyla amalgam dolguların kullanımında eskiye oranla azalmalar meydana gelmiştir.



Şekil 3.3: Amalgam dolgu (Url-2, 2020).

Günümüzde estetik dolgu malzemelerin gelişmesine paralel olarak dental amalgam dolguların kullanımı azalmıştır (Secerli Dürer, 2017). Renk amalgam dolgu için en büyük dezavantajlardan birisidir. Şekil 3.3’de görüldüğü üzere gri renge sahiptirler. Estetik kaygıların artması sonucunda dişe uyumsuz renge sahip olan bu dolgular hastalar ve diş hekimleri tarafından tercih edilmemeye başlanmıştır. Gri renge sahip olması ve basınca dayanıklı olması nedeniyle bu dolguların çene içerisinde bulunan arka dişlerde kullanılmaktadır (Url-3, 2021).

3.2.1 Amalgam dolguların avantajları

Amalgam dolguların mevcut avantajlarını aşağıdaki gibi sıralayabiliriz (Ulusoy; Kurşun, 2012).

- ✓ Alt ve üst çenelerin uyguladığı çiğneme baskılarına karşı dayanıklıdırlar,
- ✓ Uygulanabilirliğinin kolay olması,
- ✓ Uzun klinik ömürlerine sahip olması,
- ✓ Ekonomik olması,
- ✓ Uygulandığı noktalar olan kavite duvarlarına uyumlarının iyi olması,
- ✓ Ağız içerisinde karşılaştıkları çeşitli sıvılar karşısında erimemesi,

3.2.2 Amalgam dolguların dezavantajları

Amalgam dolgular sahip oldukları avantajların yanı sıra belirli dezavantajlara da sahiptirler. Bu dezavantajları aşağıdaki gibi sıralayabiliriz (Ulusoy; Kurşun, 2012).

- ✓ Estetik bir görünüme sahip olmaması,
- ✓ Ağız içerisinde galvanik akıma akıma neden olması,
- ✓ Elektrik ve ısıyı iletmesi,
- ✓ Kopmaya ve gerilmelere karşı dayanıksız olması,
- ✓ Kolayca kirlenebilir bir yapıya sahip olması,
- ✓ Yapısında civa olması,

3.2.3 Amalgam dolguların sınıflandırılması

Amalgam dolgular tarih boyunca ortaya çıkış dönemlerine göre sınıflandırılabilirler gibi, bileşenlerindeki metal çeşitlerine ve miktarlarına, yapısında bulunan partiküllere göre de sınıflandırılmaktadırlar.

1) Amalgam dolguların kuşak farkına göre (Özdabak, 2006);

- a) 1. Kuşak amalgamlar: Bileşim içerisinde üç kısım civa ve gümüş, bir kısım ise kalay içeren amalgam dolgulardır. Black'ın yapmış olduğu ilk amalgam olarak bilinir.
- b) 2. Kuşak amalgamlar: Birinci kuşakta var olan civa, gümüş ve kalaya ilave olarak çinko ve bakır eklenmiş olan dolgulardır.
- c) 3. Kuşak amalgamlar: Mevcut amalgam dolguda istenmeyen kalay/civa fazını azaltmak için bileşime %30-35 oranında ötektik gümüş/bakır eklenerek oluşturulan amalgam dolgulardır. Piyasa ismi olarak Admix Alloy, Dispersed Alloy veya non γ_2 amalgam da denir.
- d) 4. Kuşak amalgamlar: Tek kristal yapıda olup Cu oranı %10'dan fazladır. Bu tür amalgamların yapısında çinko bulunmaz.
- e) 5. Kuşak amalgamlar: Bu amalgamların yapısında çinko bulunmaz ve bunun yerine indiyum katılmıştır.

- f) 6. Kuşak amalgamlar: İkinci ve üçüncü kuşak amalgamların 1/2 oranında gümüş ve bakır tozuna karıştırılarak elde edilen dolgulardır. Ayrıca bu kuşak dolgulara %10 oranından paladyum eklenmiştir.
- 2) Amalgam dolguyu oluşturan metal tozlarının partikül boyutlarına göre (Özdabak, 2006);
- İnce partiküllü
 - Küçük partiküllü
 - Kalın partiküllü
- 3) Alaşımı oluşturan tozun tek bileşenli veya karıştırılmış olmasına göre sınıflandırılır (Özdabak, 2006).
- 4) Alaşımı oluşturan toz partiküllerinin geometik şekline göre (Özdabak, 2006);
- Düzensiz yüzeyli (sferoidal)
 - Düzensiz şekilli (talaş)
 - Düz yüzeyli küreler (sferik)
- 5) Alaşımın içerisindeki amalgam paladyum, platin veya altın gibi soymetallere göre sınıflandırılır (Özdabak, 2006).
- 6) Alaşımı oluşturan metallerin sayısına göre (Özdabak, 2006);
- Quaternary Alaşım; İndiyum + Gümüş + Bakır + Kalay
 - Binary Alaşım; Kalay + Gümüş
 - Ternary Alaşım; Kalay + Gümüş + Bakır
- 7) Alaşımı oluşturan bakır tozlarının miktarına göre (Özdabak, 2006);
- Yüksek bakır içeren amalgamlar
 - Düşük bakır içeren (Geleneksel) amalgamlar

3.2.4 Amalgam dolguların mekanik özellikleri

a) Sünme (Creep)

Amalgam dolgunun uzun süreli basma veya çekme yükleri altında göstermiş olduğu plastik deformasyonu ifade eder. Yavaş gelişen faz değişimlerine bağlı olarak ortaya çıkarak

hacimde artışa sebep olur. Hacmin genişlemesiyle kavite içerisinde bulunan amalgam dolgularda taşmalar meydana gelerek dolgunun dışarı çıkmasına neden olur. Bu tür genişmeler restorasyondan sonra meydana geleceği gibi restorasyon esnasında da meydana gelebilir. Sünmeyi etkileyen faktörler arasında fazların hacim oranları, tanecik yapıları, civanın ağırlık oranı ve küçük yapıdaki kristallerin sayıları gibi faktörler etkileyebilmektedir (Roberson ve diğ, 2006).

b) Basma dayanımı (Compressive Strenght)

Basma dayanıklılığı, basınç altında dolgunun kuvvete gösterdiği direnç olarak nitelendirilmektedir. Amalgamı oluşturan metal tozlarının çeşitine göre baskı dayanıklılığında farklılıklar görülmektedir. Örneğin bakır fazlarının bulunmasından dolayı yüksek bakırlı amalgamların basma dayanıklılığı düşük bakırlı amalgamlara göre daha yüksektir. Bu amalgamların basma dayanıklılığı 380-550 MPa arasında değişkenlik göstermektedir (Roberson ve diğ, 2006).

c) Çekme dayanımı (Tensile Strenght)

Çekme dayanıklılığı, dolgunun çeki kuvvetine karşı gösterdiği direnç olarak nitelendirilmektedir. Amalgam dolguların çekme kuvvetine karşı gösterdikleri dayanım düşüktür. Amalgamın bileşenlerine göre değişkenlik gösterebilmektedir. Fakat örnek verecek olursak yüksek bakırlı amalgamlarında düşük bakırlı amalgamlarında çekme dayanımlarının düşük olduğu bilinmektedir (Roberson ve diğ, 2006).

d) Akma (Flow)

Amalgam dolguların sürekli sabit basınca uğraması sonucunda dolguda meydana gelen boyutsal değişikliğe akma adı verilmektedir. Amalgam dolgular sertleştikten sonra belli sınır basınca kadar dayanabilmektedirler. Bileşimin türüne göre değişkenlik gösteren bu sınır değeri aşıldığı zaman amalgam dolguda taşmalar meydana gelerek kavite dışına çıkacağı bilinmektedir (Özdabak, 2006).

e) Boyutsal değişiklik

Civa ile karışımı yapılan metal tozlarının sertleşmesi esnasında meydana gelen boyutsal değişikliğe verilen isimdir. Sertleşmenin gerçekleştiği zaman periyotlarına göre dolguda genişmeler ve büzölmeler meydana gelir. Sertleşme esnasında meydana gelen büzölme ve genişlemenin uygulanabilirliğinin oluşması için belirli bir tolerans aralığında

olması gerekmektedir. Amerikan Diş Hekimleri Birliğinin (ADA) belirlediği standartta göre dental amalgamlar için 20 µm/cm'e kadar oluşan boyutsal değişimler kabul edilmektedir (Önal, 2001; Craig ve Powers, 2002).

f) Korozyon

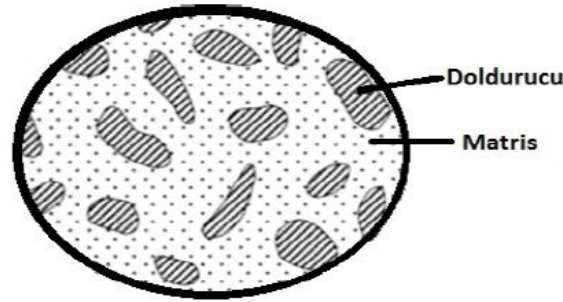
Amalgam dolguların ağız içerisinde maruz kaldıkların bası kuvvetleri ve tükürük bileşimi gibi etmenlerden dolayı zaman içerisinde madde kaybına meydana gelerek korozyona uğramaktadırlar. Korozyonun miktarını özellikle yeme ve çiğneme alışkanlıkları, dolgunun ağız içerisinde bulunma süresi, dolgu kalitesi ve tükürük bileşimi etkilemektedir (Hanson ve Pleva, 1991).

3.2.5 Amalgamasyon

Civa ile metal tozlarının karıştırılma ile oluşan fizyokimyasal tepkimeye amalgamasyon adı verilir (Bayırlı ve Şirin, 1982). Başlangıçta yumuşak ve tepilebilir halde olan karışımın el ile veya amalgamatör adı verilen cihaz yardımıyla giderek sertleşen bir yapı oluşturulması sağlanır. Civanın amalgam tozları ile karıştırılması süresince civa, alaşım tozlarının γ (gamma) fazına yayılarak kalay ve gümüş kısımları ile tepimeye girer. Gerçekleşen bu tepkime sonucunda aşağıdaki tepkimede görüldüğü gibi başlıca olarak kalay-civa ve gümüş-civa bileşikleri oluşur. Oluşan gümüş-civa bileşimi Ag_2Hg_3 şeklinde gösterilir ve gamma-1 fazı olarak da isimlendirilir. Kalay-civa $Sn_{7-8}Hg$ şeklindedir ve gamma-2 fazı olarak da adlandırılabilir. Amalgamasyon için başlatılan bu tepkime bileşimi oluşturan metal tozlarının yapısına göre farklılık göstererek farklı türdeki amalgam bileşimleri oluşturmaktadır (Özdabak, 2006).

3.3 Kompozit Dolgular

Kompozit malzemeler genel ifadesiyle farklı yapıdaki iki veya daha fazla malzemenin birleştirilmesi sonucunda oluşan malzemelerdir. Oluşan yeni malzemenin fiziksel ve kimyasal özelliklerinin mevcut bileşenlerden üstün olması beklenmektedir. Kompozit malzemeler, sürekli faz içerisinde bir yada daha süreksiz fazın dağılması sonucunda elde edilmektedir. Şekil 3.4’de gösterildiği gibi kompozit malzemelerde süreksiz faz hali güçlendirici malzeme veya doldurucu, sürekli faz hali ise matris olarak adlandırılmaktadır (Altikatoglu ve Elalmis, 2012).



Şekil 3.4: Kompozit malzemelerin şematik görünümü (Elalmış, 2015).

Dental uygulamalarda kullanılan kompozit dolgular yaklaşık olarak 50 yıldır diş hekimliğinde restorasyon malzemesi olarak kullanılmaktadır. Günümüzde kullanım oranı eskiye nazaran artan bu dolgular her geçen gün amalgam dolgunun yerini almaktadır. Fakat düşük üretim maliyeti ve uzun kullanım ömrü nedeniyle amalgam dolgular önemli bir restorasyon malzemesi olarak kullanılmaktadır (Hickel ve diğ., 2013). Estetik görünümünden ötürü bu dolgular ön diş restorasyonlarda %95 oranında, arka diş restorasyonlarda ise %50 oranında kullanım alanına sahiptirler (Altikatoglu ve Basaran, 2011). Kompozit dolguların ortaya çıkışından günümüze kadar ki olan süre içerisinde çeşitli gelişmeler ve değişimler gözlemlenmiştir. Çizelge 3.2’ de görüldüğü üzere 1950’li yıllarda ilk cam dolgulu olarak ortaya çıkan bu dolgular günümüzde yüksek adezyona sahip bir restoratif dolgu malzemesi olarak kullanımına devam edilmektedir (Şanko, 2017).

Çizelge 3.2: Kompozit dolguların tarihsel değişimi ve gelişimi (Şanko, 2017).

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

3.3.1 Dental kompozitin bileşenleri

Kompozit dolgular dişe uygulanan kuvvet sonucunda oluşan kırıkları onarmak, çürük sonucunda açılan kaviteleri doldurmak, dişin estetik görünümünü değiştirmek gibi amaçlar için kullanılan restoratif bir malzemedir. Bu dolguların temas ettikleri sıvılara dayanı, üzerine uygulanan kuvvete karşı dayanıklılığı, aşınma direnci gibi mekaniksel özelliklere sahip olması gerekmektedir (Altikatoglu ve diğ, 2010).

Temel olarak kompozit dolgular organik faz ya da organik matris, inorganik matris ya da dispers faz ve ara faz olmak üzere üç farklı malzemedden oluşmaktadır.

3.3.1.1 Organik faz

Organik faz olarak adlandırılan organik matris temel olarak mono-, di- veya tri-fonksiyonel bir monomer sistemi; polimerizasyon başlatıcı sistem; bir inhibitör sistem yada stabilizatör sistem; bir hızlandırıcı sistem ve 350 nm'nin altındaki mor ötesi dalga boylarının altındaki dalga boylarını absorplayan moleküllerden oluşmaktadır (García ve diğ, 2006).

Kompozit dolguların sertleşmesi inert partikülleri çevreleyen rijit ve çapraz bağ içeren polimer ağı, dimetakrilat rezin monomerleri arasındaki kimyasal tepkimelerin sonucudur. Sertleşmenin derecesi tepkimenin boyutu olarak adlandırılmaktadır.

Sertleşmenin derecesinin belirlenmesinde birçok farklı faktör söz konusu olmaktadır. Sertleşmenin derecesi genel olarak (Ferracane & Greener, 1986);

- ✓ Monomerlerin kimyasal yapısı
- ✓ Malzemenin dodurucu içeriği
- ✓ İnhibitörlerin ilavesi ve polimerizasyon hızlandırıcısı
- ✓ Kompozitin tonu

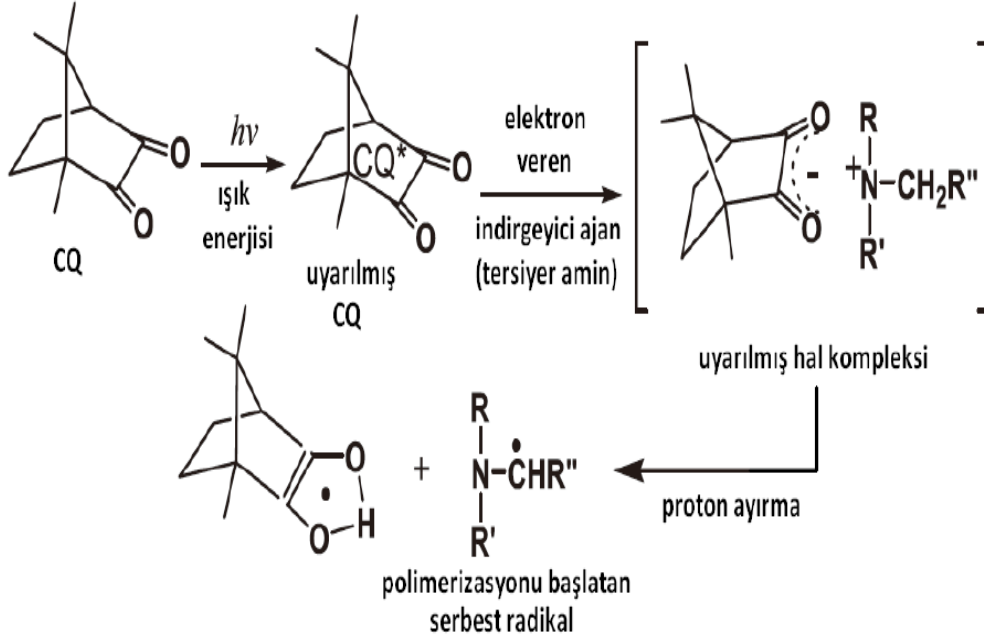
gibi pek çok farklı faktörlerden etkilenebilmektedir.

Polimerizasyon sonucunda kompozit rezinler büzölmeye uğrayarak boyutsal olarak küçölmektedir. Bu küçölmeyin sebebi olarak monomerlerin kovalent olarak bağlanması sebep olmaktadır. Çünkü bu bağlanmalarda van de Waals mesafelerinin yerini kovalent bağlantı mesafeleri almaktadır. Polimerizasyon reaksiyonlarının sonucunda oluşan büzölmeyin büyüklüğü ise var olan kovalent bağların sayısı yani bu tepkimelerin monomerlerinin büyüklüğü ve reaksiyonun boyutu belirlemektedir (Ferracane, 1995). Monomer karışımlarının ya da monomerlerin moleköl ağırlıklarının büzölmeye ile arasında ters bir oranın var olduğu kabul edilmektedir. Yani bu bağlarda monomer veya monomer karışımlarının moleköl ağırlıkları ne kadar düşükse büzölmeye oranının kadar yüksek olacağı belirlenmiştir. Moleköl ağırlıkları arttıkça kompozit rezinlerde meydana gelen büzölmeye oranının ise düşük olacağı genel bir kural olarak kabul edilmektedir.

3.3.1.2 Polimerizasyon başlatıcı sistem

Kompozit rezinlerin akışkan bir rezinden sabit bir katıya dönüşmesi metakrilat adı verilen monomerlerin serbest radikal polimerizasyonu ile gerçekleşmektedir. Bu polimerizasyon çeşitli birkaç yol ile sağlanabilir. Polimerizasyon işleminin gerçekleşebilmesi için kompozit pasta içerisine belirlenen uygun kimyasal türler eklenerek elde edilmektedir. Tepkimelerin başlatılması için harici uyarıcı ile aktive edilir. Polimerizasyon olan malzemeler için uyarıcı, kimyasal başlatıcı ve bir kimyasal aktivatör içeren iki pastanın karıştırılması ile oluşturulur. Bu uyarıcıları aktive eden farklı metodlar mevcuttur. Örneğin ışık ile sertleşen sistemlerde, görünür ışık enerjisi ile pasta içerisindeki özel başlatıcılar aktive edilir. Isı ile sertleşen malzemelerde ise 100 C ve üstü sıcaklıklar uygulanarak pasta içerisindeki özel başlatıcılar aktive edilir. Pasta içerisindeki bu özel başlatıcılar aktive edilerek kompozit rezinlerde uygun sertleşmeler sağlanabilmektedir (Ferracane, 1995).

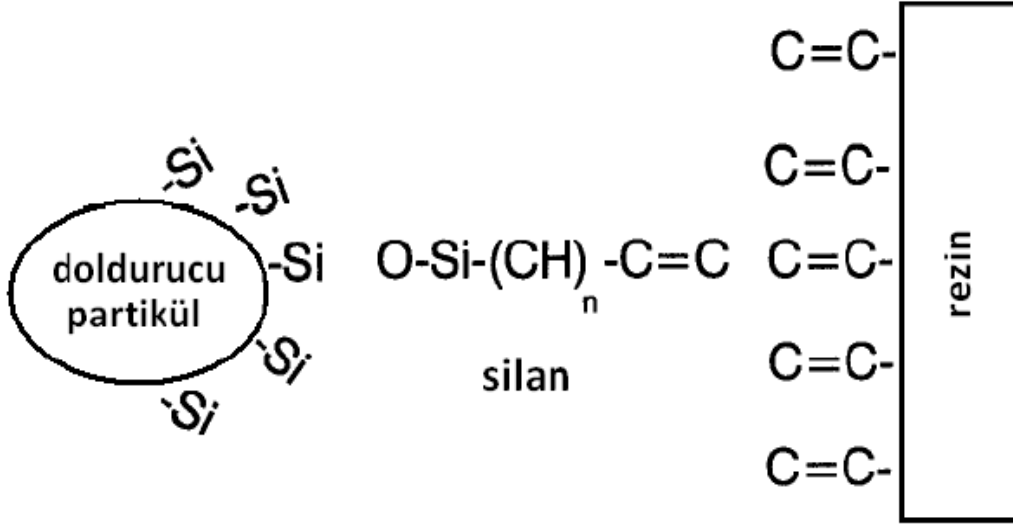
Dental uygulamalarda yaygın olarak kullanılan foto-polimerizasyonlardan birisi de dimetakrilattır (Santerre ve diğ, 2001). Maksimum dolgaboyu ile en yaygın kullanılan foto-başlatıcı bir diketon olan “camphorquinone”dur (CQ) (Lizymol ve Krishnan, 2008). CQ ile foto-başlatıcı sistemler aktivitesini tersiyer aminler ile birlikte gösterilmektedir ve bundan dolayı CQ/tersiyer amin sistemleri elektron verici (hidrojen ayırma) tipi foto-başlatıcı olarak da adlandırılabilir. Işık CQ tarafından emilerek yapının “triplet hal” olarak bilinen uyarılmış hale geçmesine neden olur. Uyarılan bi CQ molekülü amin molekülü ile reaksiyona oluşturarak uyarılmış hal kompleksini oluşturmaktadır. Bu kompleks aminil ve CQ-ketil radikallerine (çapraz bağlanma sürecini başlatan esas radikal) ayrıştırmaktadır (Ikemura ve Endo , 2010). Bundan dolayı amin ve CQ yoğunlukları, aminin moleküler yapısı ve oranları polimerizasyon reaksiyonlarını ve oluşacak olan polimerlerin özelliklerinde önemli rol oynamaktadır. Şekil 3.5’de camphorquinone (CQ)’nun foto-başlatıcı ile tersiyer amin varlığında bir polimerizasyon başlatıcı tepimesi görülmektedir (Schneider ve diğ, 2009).



Şekil 3.5: CQ'nun foto-başlatıcı tepkimesi (Schneider ve diğ., 2009).

3.3.1.3 Ara faz

Kompozit dolgularda iyi malzeme özelliklerinin elde edilmesi organik polimer matris ve inorganik doldurucu partiküller arasında oluşacak olan kuvvetli bağların oluşturulmasına bağlıdır. Bu fazların bağlanması hem matrisin hem de doldurucunun karakteristik özelliğine sahip bir bağlanma ajanı ile doldurucunun kaplanması sonucunda elde edilmektedir. Genel bağlanma ajanı olarak dental kompozitlerin bir ucunda metakrilat grupları (C=C içeren) diğer ucunda ise silanol (Si-OH) içeren molekül gruplarıdır. Şekil 3.6'da görüldüğü gibi bu moleküller hem rezin matristeki metakrilat grupları hem de silisyum – oksijen grupları ile kovalent bağ oluşturabilmektedir. Kovalent bağlanmanın kompozit dolgunun mekanik özelliklerinin oluşmasında önemli bir nokta olduğu yapılan çalışmalarda ortaya konulmuştur (Mohsen ve Craig, 1995; Nishiyama ve diğ., 1991; Mohsen ve Craig, 1995;).



Şekil 3.6: Silan vasıtasıyla doldurucu ve rezinin bağlanma tepkimesi (Ferracabe, 1995).

Ara fazlar genel olarak organosilanlardan oluşan silan bağlanma ajanlarından elde edilmiş ve doldurucu faz ile matris arasında kimyasal bağ oluşturmak için üretilmişlerdir. Rezin matris ve doldurucu faz kompozit malzemelerde en az kullanılan faz olmalarına rağmen kompozit malzeme üzerinde kayda değer derecede etkiler bırakabilmektedir (Ferracabe, 1995).

3.3.1.4 İnorganik faz

Kompozit malzemeler genel olarak hacim ve ağırlık olarak bileşeni doldurucu major partiküller olarak tanımlanmaktadır (Santerre ve diğ, 2001). Dental kompozitlerde kullanılan tanecikli inorganik doldurucular mazlemeye mukavemet ve güç katmak için kullanılmaktadır. Kullanılan bu doldurucu tanecikler hacim oranı, boyut, tür ve çeşitli şekillerde kullanılmaktadır. Çeşitli yapılarda kullanılma bu tanecikli yapılar malzemenin elastisite modülü, su emilimi, termal stabilite, sertlik, pürüzlülük ve kırılma dayanımı gibi malzemenin hem mekaniksel hemde kimyasal özelliklerini önemli derecede etkilemektedir (Baroudi ve diğ, 2007; Junior ve diğ, 2008; Rodrigues, Scherrer , Ferracane ve diğ, 2008; (Masouras ve diğ, 2008).

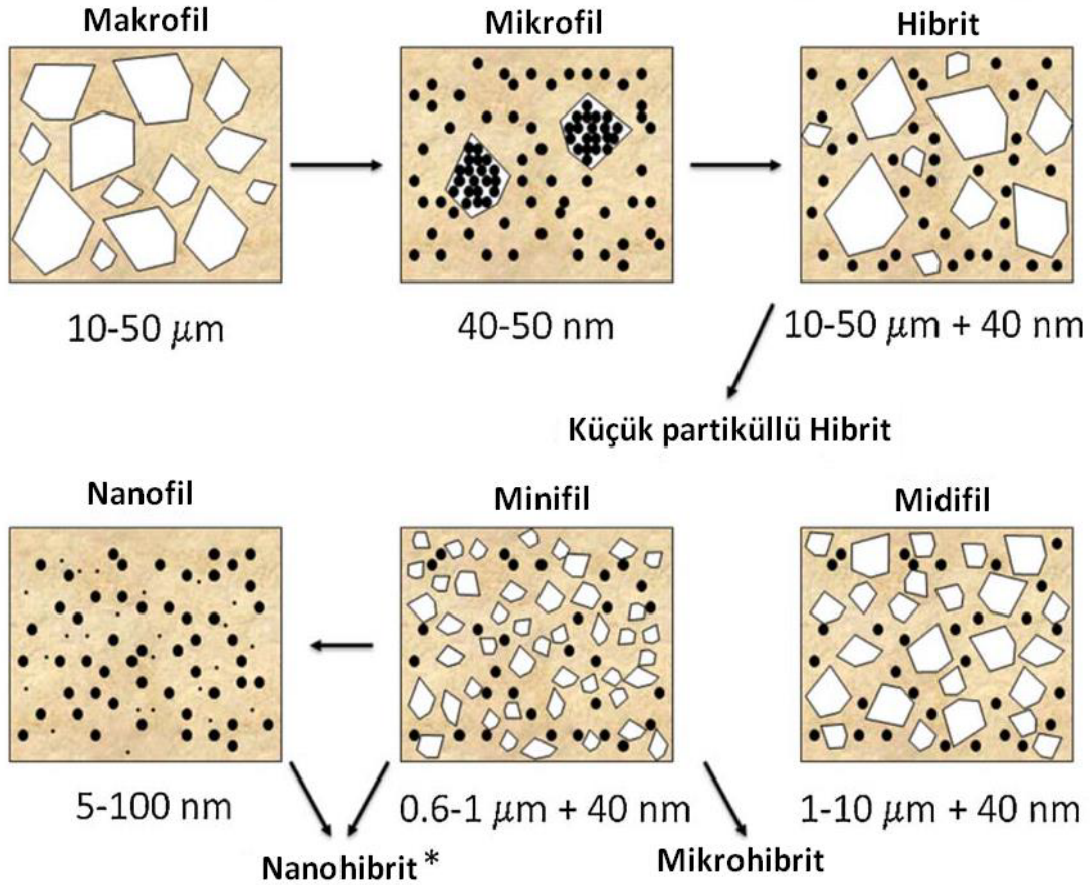
Kompozit rezinlerde kullanılan doldurucuların toplam hacmi matris viskozitesine, üretim metoduna ve klinik uygulamalarına göre değişebilmektedir (Schneider ve diğ, 2010). Günümüzde kullanılan kompozit dolgularda matriks içinde bulunan inorganik yapıda çeşitli şekil ve büyüklükte silikat cam, borosilikat cam, alüminyum, çinko, baryum zirkonyum, silika ve kuvarz gibi partiküller bulunmaktadır (Geurtsen, 1998; Chen, 2010; Schneider ve diğ, 2010). İnorganik yapıda bulunan bu partiküllerin kompozit rezinde farklı fiziksel ve

kimyasal özellikler katmaktadır. Bunlara örnek verilecek olunursa kompozit rezinlerde mineye benzer yarı şeffaf görünümü katan ve karışımın mekanik özelliklerini güçlendiren partiküller silika partikülleridir (Altun, 2005). Çinko, baryum ve stransiyum ise kompozit rezine radyo-oposite özelliği kazandırmaktadır (Ferracane, 1995; Geurtsen, 1998).

Doldurucu boyutları, kompozit rezinlerin özelliklerini etkileyen parametrelerden bir tanesidir. Doldurucu içeriği arttıkça kompozit rezinlerin young modülü, sertik ve basma gibi malzemenin mekaniksel özelliklerine olumlu etkiler yapmaktadır. Tabi bu oran rezinler için belirli bir değere kadar optimum olup bu değerden sonra malzeme için istenmeyen özelliklere sebebiyet vermektedir (Hosseinalipour ve diğ, 2010).

3.3.2 Dental kompozitlerin sınıflandırılması

Günümüzde kullanılan kompozit dolgular farklı şekillerde sınıflandırılabilir. Bu sınıflandırmalar organik matris monomerlerine, destekleyici fazların partikül boyutlarına, rezinin kıvamına (vizkozitesine), dolgunun paketlenme tekniğine ve kütleme yöntemine göre sınıflandırılmaktadır. Kompozit dolgular aynı organik matrise sahip olmalarından dolayı genel olarak sınıflandırılmalar genel olarak Şekil 3.7’de görüldüğü gibi destekleyici fazın partikül boyutlarına ve türüne göre yapılmaktadır. Bu doldurucuların partikül türü, büyüklüğü ve dağılımı kompozit rezin üzerinde önemli derecede mekaniksel ve fiziksel özelliklerine etki etmektedir. Kompozit dolguların ilk ortaya çıktığı dönemlerde ortalama çapı yaklaşık olarak 20-30 µm (makrofil) yapıda küresel ve düzensiz şekildediler. Bu yapıya sahip olmalarından ötürü düşük aşınma direncine ve oldukça düşük ışık geçirmeme özelliklerine sahiptiler. Makrofil yapıların mekaniksel dayanımları yüksek olması ve çok güçlü olmaları gibi avantajlara sahip olmasına rağmen estetik görünümünün zayıf olması ve parlatılabilirliklerin düşük olmasından dolayı mikrofil yapıları kompozit formülasyonları üzerine çalışmalar başlanmıştır. Bu fazlar mikrofil olarak adlandırılmasının yanı sıra bu yapıların partikül boyutu 40 nm olduğundan nano kompozit malzemeler olarak da adlandırılmaktaydılar (Sakaguchi ve Powers, 2012).



Şekil 3.7: Kompozit dolgularda destekleyici faz sistemlerinin dağılımına, şekline ve partikül boyutuna göre sınıflandırılması (Ferracane, 2011).

Mikrofil yapıları bu malzemelerin içerisinde bulunan nano silika partiküllerinin ortalama boyutları 40 nm ve boyut dağılımı olarak ise 1-100 nm boyuta sahiptirler. Mikrofil kompozitlerin bu adı almasının mikro yapıları pre-polimerize faz sistemlerinin yapıya yüklenmesinden ve dolguda kullanılan nanopartikül boyutlarının küçük olması bu ismi almasında etken olmuştur. Mikrofil kompozit dolguların makrofil kompozit dolguların dezavantajlarını giderecek çözümler sunmuştu fakat organik faza yüklenen destekleyici fazın düşük olmasından ötürü gerekli olan mekaniksel özellikleri karşılayamamıştır. Mikrofil kompozit dolguların parlaklık ve estetik görünümü ile makrofil kompozit dolguların güçlü mekaniksel özelliklerinin birleştirilmesi oldukça önem arz ediyordu. Daha sonradan yapılan çalışmalar sonucunda mikrohibrit ve mikro partiküller, düzensiz şekilli olan mikrohibrit kompozitler geliştirildi. Bu kompozitler düzenli kuvars veya düzensiz şekilli camlar (çinko cam veya stronsiyum, borosilikat, alüminyum veya alüminyum silikat) partiküllerine sahiptirler (Ferracane, 2011).

Gelişen teknoloji ile beraber nano boyutta partiküller içeren kompozitler geliştirilmiştir. Nanohibrit kompozitler 5 – 100 nm (nanofil) arasında partitül dağılımına

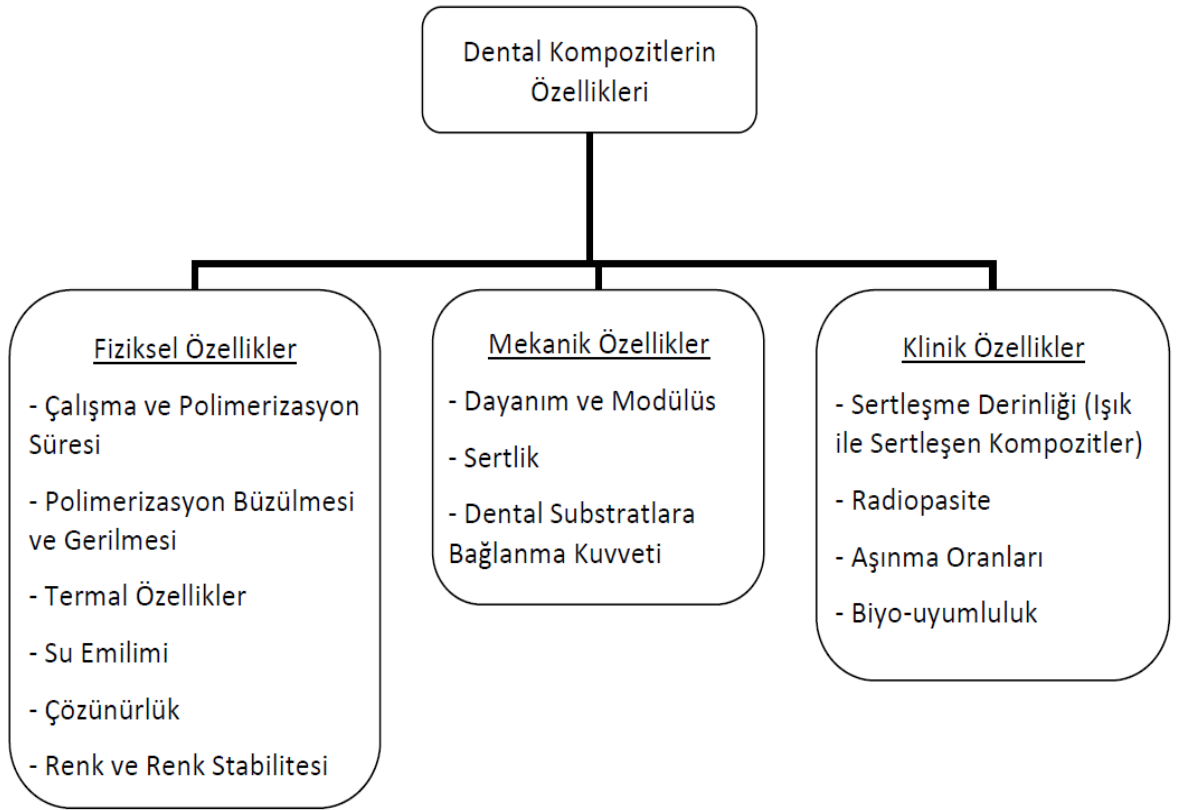
sahiptir. Nanohibrit destekli dolgular mikrohibrit kompozit dolguların içerisindeki nano partikül içerisindeki partikül oranları artırılarak elde edilmiştir. Nanohibrit ile mikrohibrit kompozitlerin aralarında ki farkı ayırt etmek oldukça güçtür. Mikrohibrit ve nanohibrit dental kompozit dolgular kıyaslandığı zaman nanohibrit kompozitlerin kenar uyumları, mikrohibritlere oranla daha iyi sonuç verdiği tespit edilmiştir. Günümüze kadar elde edilen ve sürekli gelişim gösteren bu dolgular yukarıda bahsedildiği gibi çeşitli ihtiyaçlardan ve yetersizliklerden dolayı ortaya çıkmıştır. Elde edilen bu dolguların Çizelge 3.3’de görüldüğü çeşitli mekanik özelliklere sahiptir. İçerdikleri destekleyici faz içeriği ve partikül boyutuna göre farklılık gösteren bu kompozit dolguların farklı eğme dayanımı, elastik modülü, çekme dayanımı ve basma dayanımına sahip olduğu tespit edilmiştir. Gereksinim duyulan mekaniksel özelliklere göre tercih edilen kompozit dolgular dental uygulamalarda aktif olarak kullanımına devam etmektedir (Cangul ve Adiguzel, 2017).

Çizelge 3.3: Farklı partikül boyutlu kompozit dolguların mekanik özellikleri
(Cangul ve Adiguzel, 2017).

Tip	Destekleyici Faz İçeriği	Partikül Boyutu (µm)	Basma Dayanımı (MPa)	Çekme Dayanımı (MPa)	Eğme Dayanımı (MPa)	Elastik Modülü (MPa)
Nanohibrit (Nanofil)	Ağırlıkça %72-87	0.4-0.9 µm	78.4	40.5	125 (±19)	8.9
	Hacimce %58-71	0.005-0.01 µm	(±2.5)	(±8.3)		(±0.8)
Mikrohibrit (Minifil)	Ağırlıkça %72-87	0.6-1 µm	79.0	32.5	116.6	7.3
	Hacimce %58-74	0.04 µm	(±3.2)	(±8.0)	(±23.9)	(±2.3)
Makrofil	Ağırlıkça %78 Hacimce %55	10-50 µm	236	-	-	-
Mikrofil	Ağırlıkça %35-80	0.04-0.75 µm	60.7	24.2	73.5	3.8
	Hacimce %20-59		(±4.0)	(±3.8)	(±10.9)	(±0.8)

3.3.3 Dental Kompozitlerin Özellikleri

Çeşitli sebeplerden dolayı işlevini kaybetmiş dişlere ana formunu, işlevini ve estetikliğini kazandırmak için yaygın kullanılan dolgulardan biri de kompozit dolgulardır. Klinik uygulamalarda sağladığı birçok avantajlı özellikleri sayesinde günümüzde hasta ve hekim tercihi ön sıraları almaktadır. Dental kompozitleri Şekil 3.8’de görüldüğü gibi klinik, mekanik ve fiziksel özellikleri diye gruplandırmak mümkündür (Sakaguchi ve Powers, 2012).



Şekil 3.8: Kompozit dolguların özellikleri (Sakaguchi ve Powers, 2012).

a) Sertlik

Kompozit dolgular içerdikleri doldurucu partiküllerin boyutuna, hacim oranına ve sertliğine bağlı olarak farklı sertlik değerlerine sahip olabilmektedirler. Genel olarak kompozit dolguların knoop sertlikleri 22-80 kg/mm² değerine sahiptirler. Mevcut bu değeri amalgam dolgu (110 kg/mm²) ve diş minesini (343 kg/mm²) sertliğinden daha düşük bir değere sahiptir (Elalmış , 2015).

b) Aşınma

Aşınma karşılıklı yüzeyler arasında meydana gelen sürtünmeden dolayı oluşan madde kaybı olarak tanımlanır. Aşınmanın gerçekleştiği çevresel faktörler ve malzemelerin yapıları aşınmayı etkileyen faktörlerdir. Aşınma çeşitleri korozyon, abrazyon, adezyon ve yüzey yorulması olarak sınıflandırılmaktadır (Turssi ve diğ, 2003).

Çürük restorasyonlarında kullanılan dolguların aşınma oranları diş minesine eşit olması beklenmektedir. Fakat yaygın olarak kullanılan amalgam, seramik, kompozit ve metal alaşımlı dolgular arasında bu kriteri sağlayan dolgular sadece özel metal alaşımlar ve seramikler bu özelliğe sahiptirler. Amalgam dolguların aşınma oranı diş minesinden yüksek olmasına rağmen kompozit dolgular ile kıyaslandığı zaman bu oranlarının kompozit dolgulardan düşük olduğu gözlemlenmiştir. Kompozit dolgular üzerinde önemli iyileştirmeler yapılmasına rağmen ağız içerisinde uzun kullanım süreçlerinde aşınma meydana geldiği gözlenmektedir (Heintze ve diğ, 2007).

Kompozit dolguların estetik görünülerinden ötürü ön dişlerde daha sık tercih edildiğine rastlanılmaktadır. Ön dişlerde meydana gelen ısırma kuvvetinin arka dişlere göre daha düşük kuvvetlerde olduğu bilinmektedir. Bu olay kompozit dolguların ön dişlerde aşınma oranının ideal olmasına sebep olmaktadır. Fakat dental kompozitlerin arka grup dişlerde kullanımı söz konusu olduğu zamanlarda dolgunun bir buçuk yılı aşkın sürelerde aşınma miktarının arttığı tespit edilmiştir (Sakaguchi ve Powers, 2012).

c) Dayanım

Dental kompozitlerin içerdikleri doldurucu faz miktarları ve partiküllerin tanecik boyutu ve hacmi dolgunun dayanımı etkileyen faktörler arasındadır. Mikrofil doldurucu kompozitlerin çok amaçlı hibritlerden yaklaşık olarak % 50 daha düşük olduğu tespit edilmiştir (Elalmış , 2015).

d) Renk kararlılığı

Dental kliniklerde kullanılan kompozitlerin estetik görünümleri için dolguların diş yapısı ile ton ve renk uyumu oldukça önemlidir. Renk ve ton uyumu açısından dental kompozitler diş içerisinde estetik bir görünüme sahiptirler. Üreticiler dolgunun dişin kullanıldığı bölgelere göre çeşitli opaklıkta üretebiliyor olması bu dolguların restoratif uygulamalar da olumlu estetik sonuçların çıkmasına olanak tanımaktadır (Elalmış , 2015)..

e) Su emilimi

Ağız içerisinde bulunan farklı kimyasal su, tükürük yada besin ve içecekler gibi sıvıların dolgu ile uzun süreli teması sonucunda malzemenin mekanik ve fiziksel özelliklerinin bozulmasına sebebiyet vermektedir. Bu sıvıların dolgu tarafında soğurulması sonucunda aşınma direnci, esneme dayanımı, çekme dayanımı üzerinde negatif etkiler bıraktığı tespit edilmiştir

Kompozit dolgularda doldurucu miktarı azaldıkça ve matris miktarı arttıkça su emilimi artmaktadır (Ma'an ve Abdul-Haq, 2005). Mikro-ince partiküller içeren dental kompozitlerin ($26-30 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) su emilim değerinin hibrit partiküller içeren kompozitlerin su emilim değerinden ($5-17 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) daha büyük olabilmektedir (Sakaguchi ve Powers, 2012). Doldurucu ve matris miktarı dışında kompozit dolguların su emilimi miktarını etkileyen diğer faktörler ise polimerizasyon derecesi, kimyasal bileşim, malzeme türü ve bekletme süresidir (Ma'an ve Abdul-Haq, 2005).

f) Çözünürlük

Kompozit dolguların yeterince polimerize olması malzemede yüksek çözünürlük ve su emilimi oluşmasına neden olmaktadır. Bunun sonucunda ise kompozit dolgununun erken renk değişmesine olanak sağlamaktadır. Kompozit rezinlerin suda çözünürlüğü $0.25 - 2.5 \text{ mg}/\text{mm}^3$ aralığında değişmektedir. Dolguların suda çözünürlüğü doldurucunun türüne, partikül büyüklüğüne ve hacimce dağılıma göre değişkenlik göstermektedir. Su içeren ortamda reaksiyona girmeyen monomerler ortamda kalarak restorasyon çevresinde alerjik reaksiyonların oluşmasına sebep olmaktadır.

g) Isıl özellikleri

Kompozit dolguların ısıl genleşme katsayıları (α) partikül boyurlarına göre değişkenlik göstermektedir. Mikro ince partikül içeren dental kompozitler için $55-68 \times 10^{-6}/\text{C}$, ince partiküller için ise $38 \times 10^{-6}/\text{C}$ aralığında ısıl genleşme katsayıları değişmektedir. Kompozitlerin ısıl genleşme katsayıları kendisini oluşturan bileşenlerinin ortalamasında düşüktür. Organik olmayan doldurucuların iletkenliği polimer matrise göre yüksek olmasından dolayı mikro ince partiküllü ($15 \times 10^{-4} \text{ cal}/\text{sn}/\text{cm}^2 [^\circ\text{C}/\text{cm}]$) kompozitlerin ısıl iletkenlikleri ince partiküllü ($25-30 \times 10^{-4} \text{ cal}/\text{sn}/\text{cm}^2 [^\circ\text{C}/\text{cm}]$) kompozitlere oranla daha düşüktür. Fakat kalıcı olmayan sıcaklık değişimlerinde dental kompozit dişlerin yapısı kadar hızlı sıcaklık değiştiremediğinden bu olay dental uygulamalar da problem yaratmamaktadır (Sakaguchi ve Powers, 2012).

3.4 Biyouyumluluk ve Biyomateryal

Tıp uygulamalarında biyolojik sistemler ile etkileşime girmek için tasarlanmış cihaz veya malzemeler biyomateryal olarak adlandırılmaktadır. Biyomateryaller ile yaygın olarak kullanılan diğer bir terim olan biyouyumluluk ise bir malzemenin konakçı olarak yerleştirildiği veya kullanıldığı alanda kendisini çevreleyen dokuların gelişimine engel olmaması ve bu dokularla uyum içerisinde olma özelliği olarak tanımlanabilmektedir. Materyalin biyouyumluluk ölçütü olarak bulunduğu ortama uygun olarak cevap verebilme yetkinliği olarak tanımlanmaktadır. Biyouyumluluk terimini kapsamlı bir şekilde incelediğimizde materyalin etkin olduğu alanda iki tür uyumluluk içerisine olduğunu görebilmekteyiz. Bunlardan ilki olan ve biyomateryalin etrafını saran dokular ile göstermiş olduğu morfolojik, fiziksel, kimyasal ve biyolojik olarak göstermiş olduğu yüzeysel uyumluluktur. Bir diğer uyumluluk olarak adlandırılan yapısal biyouyumluluk ise biyomateryalin etrafını saran dokuların mevcut mekanik özelliklerine bağlı uyumluluğudur. Biyomateryallerin karakteristik özelliklerinin belirlenmesi için Çizelge 3.4’de belirtildiği gibi birçok parametre mevcuttur. Belirtilen bu parametrelerin incelenmesi biyomateryalin yapısı, fiziksel, kimyasal ve biyolojik olmak üzere birçok özelliği konusunda bilgi vermektedir (Tüylek, 2019).

Çizelge 3.4: Biyomateryallerin karakteristik özelliklerinin incelenmesi (Tüylek, 2019).

Biomateryal karakterizasyonunda kullanılan parametreler

-
- Mekanik özellikler (stress / strain davranışı, viskoelastiklik)
 - Termal özellikler (erime / donma noktası , termal iletkenlik)
 - Yüzey özellikleri ve adezyon kuvvet
 - Elektriksel özellikler
 - Optik özellikler
 - Yoğunluk ve porözite
 - Akustik ve ultrasonik özellikler
 - Difüzyon özellikleri
-

Sağlık alanlarında kullanılan malzemeler olan biyomateryaller uygulandıkları dokular ve hücrelerin oluşumuna ve mevcut yapıyı olumsuz olarak etkilemiyor ise bu materyaller için biyoaktif etkilerinden söz edilebilmektedir. Biyomateryalin biyoaktif etkileri sonucunda biyolojik ortam dokusu içerisinde materyalin optimum mekanik, kimyasal ve

fiziksel uyumundan bahsedilmektedir. Bu materyaller kendilerini çevreleyen dokular üzerinde zedelenme ve pıhtılaşma gibi olumsuz etkilerin oluşmasına olanak tanımazlar. Biyomateryal ve malzemelerin seçimi yapılırken vücut içerisindeki sağlamış oldukları biyoyumlulukları, fiziksel özellikler var olan mekanik özellikleri dikkate alınarak seçim yapılmaktadır (Güven, 2010). İhtiyaçlar doğrultusunda kullanılacak olan bu materyallerin seçimi noktasında oldukça dikkat edilmesi gerekmektedir. Bu noktada biyomateryalin uygulanacağı alanın ve biyomateryalin fiziksel, kimyasal ve yapısal özelliklerinin yeterince bilinmesi gerekmektedir. Aksi takdirde materyalin uygulandığı doku ve hücrelerde istenmeyen sağlık problemlerinin oluşmasına olanak sağlayarak sağlıklı doku ve yapıların bozulmasına sebep olacaktır. Çizelge 3.5’de görüldüğü gibi biyomateryallerin vücut içerisinde kullanımı esnasında belirtilen olumsuzlukların yaşanması muhtemeldir. Tespit edilen bu olumsuzluklar materyalin vücut içerisinde biyoyumsuz bir yapıda olduğunun kanıtı olarak sayılabilmektedir (Tüylek, 2019).

Çizelge 3.5: Biyomateryallerin oluşturabileceği dezavantajlar (Tüylek, 2019).

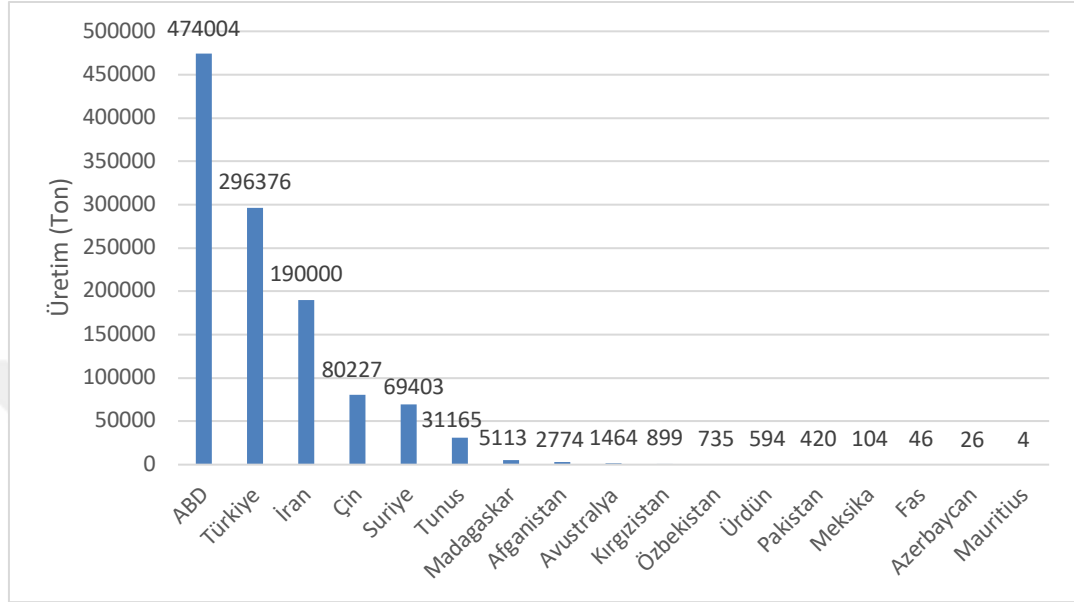
Biyomateryalin kullanımı sonucunda oluşabilecek olumsuzluklar

- Mekanik kısıtlamalar (yorulma, ömür, dayanım)
 - Hücre zehirlenmesi
 - Kan uyuşmazlığı
 - İltihaplanma
 - Korozyon
 - Kireçlenme
 - Pıhtılaşma
 - Doku zedelenmesi
 - Hücre zedelenmesi
-

3.5 Antep Fıstığı Kabuğu

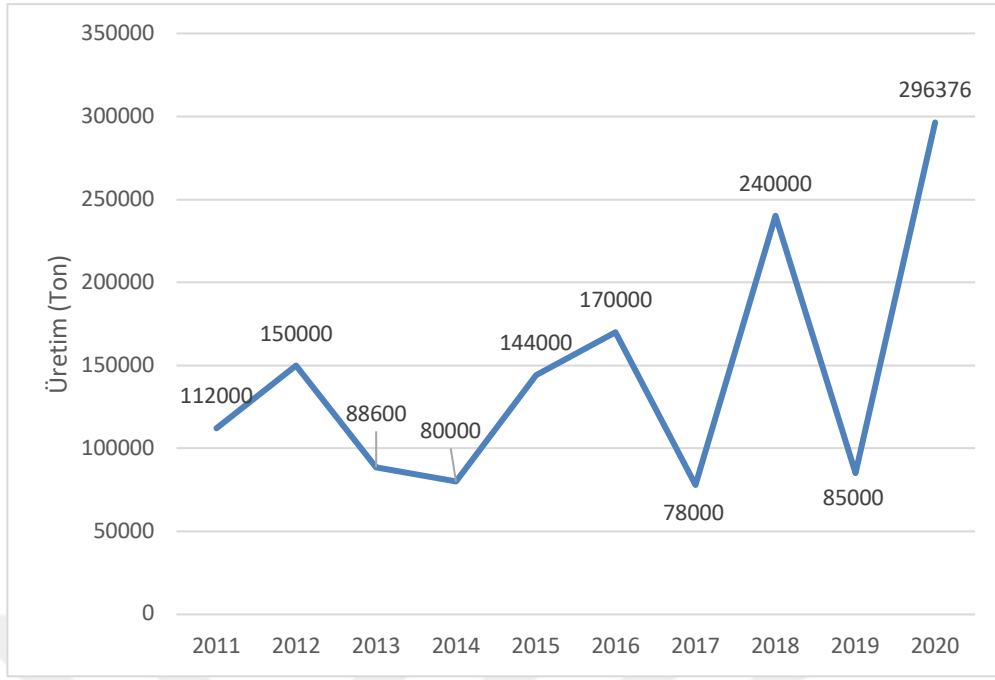
Pek çok dilde farklı şekilde adlandırılan Antep fıstığı ismini Latince pistacia kelimesinden almaktadır. Antep fıstığı iki dış kabuk ve içerisinde bulunan meyveyi saran iç kabuktan oluşan ve toplanıp kurutulduktan sonra etrafındaki kabuklardan ayrıştırılarak içerisindeki meyvesi yenilebilen bir besin kaynağı olarak tanımlanabilmektedir (Çetin ve diğ., 2022). Antep fıstığı (Pisacia vera) sakızağacıgiller (Anacardiaceae) familyasına ait çiğ

ve kavrulmuş olarak tüketilebilen kabuklu bir meyve ve bu meyvenin ağıcana verilen isimdir. İlk zamanlarında yabani olarak bilinen bu meyve daha sonradan Etiler tarafından kültüre alınmıştır (Tekin, ve diğ, 2001).



Şekil 3.9: Dünya genelinde Antep fıstığı üretimi (FAO, 2002).

Antep fıstığı günümüzde ise hem yerel hemde uluslararası pazar için giderek önem kazanan bir meyve haline gelmiştir. Şekil 3.9’da görüldüğü üzere ülkemiz bu meyvenin üretimi ve pazarı konusunda dünya çapında önemli bir yere sahiptir. Food and Agriculture Organization of the United Nations (FAO) örgütünün yayınladığı 2020 verilerine göre dünya genelinde yaklaşık olarak 1.2 milyon ton Antep fıstığı üretiminin ABD, Türkiye, Çin ve İranda yoğunlaştığı gözlemlenmiştir (FAO, 2002).



Şekil 3.10: Türkiye’de Antep fıstığı üretiminin yıllara göre dağılımı (FAO, 2002).

Şekil 3.10’da 2011-2020 yılları arasında Türkiye’de yıllara göre Antep fıstığı meyvesinin üretim miktarları (ton) görülmektedir. 2011 yılında 112.000 ton üretimi yapılan Antep fıstığının yıllara göre üretimi değişkenlik göstererek 2017 yılında 78.000 ton ile üretimde en düşük seviyelere düşmüş olup 2020 yılında ise 296.376 ton ile en yüksek üretime sahip olduğu görülmektedir. Dünya genelinde Antep fıstığı üretimi noktasında önemli bir yere sahip olmamıza rağmen yıllara göre üretimimizde yıllık verimine göre dalgalı bir grafik oluşturduğunu görmekteyiz. Ülkemizde Antep fıstığı üretimlerini yaklaşık olarak % 91 oranı ile Güneydoğu Anadolu Bölgesi karşılamakta olup sırasıyla bunu Akdeniz ve Ege bölgesi takip etmektedir (Oruç, 2013). Güneydoğu Anadolu bölgesinde Şanlıurfa, Siirt, Adıyaman, Gaziantep, Nizip ve Kahramanmaraş illeri Antep fıstığı üretiminde ilk sıraları almaktadır (Çoban ve diğ, 2022).

Antep fıstığı meyvesinin iç kısmının yenilmesi karşın iç meyveyi saran dış kabuk ise çeşitli uygulamalarda kullanılmaktadır. Yıllık Antep fıstığı üretimine paralel olarak artış ve azalış gösteren kabukların malzeme biliminin gelişmesiyle kullanımı gün geçtikçe artmaktadır. Kabuk miktarının hesaplanması noktasında ise bir adet Antep fıstığı meyvesinden yaklaşık olarak %8-10 arasında dış kabuk miktarı elde edildiği belirtilmektedir (Payda ve diğ, 2019).



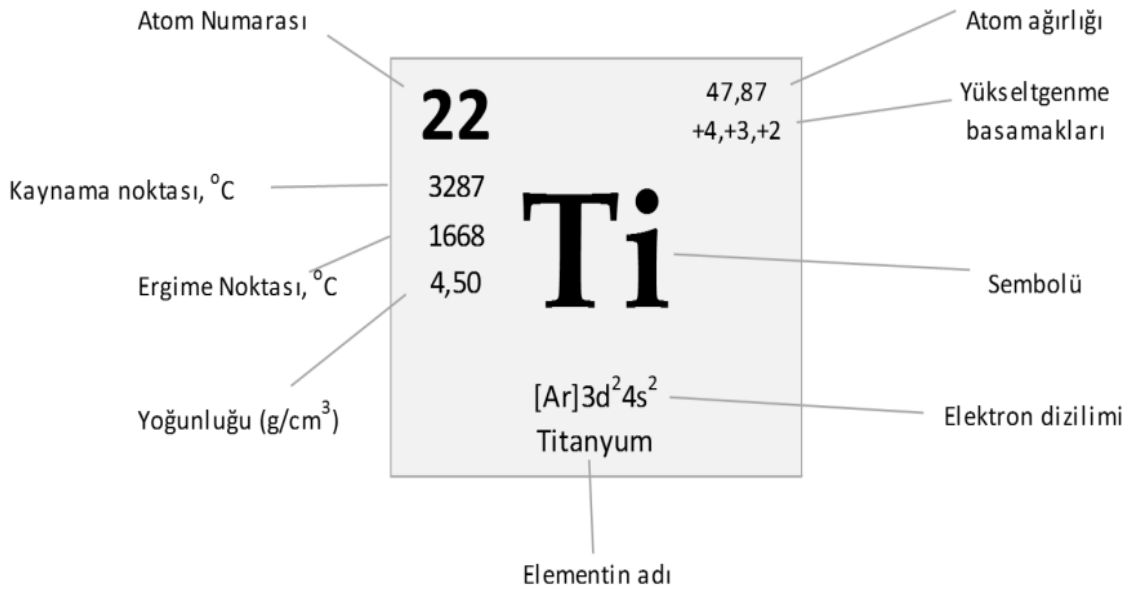
Şekil 3.11: Antep fıstığı kabuğunun öğütülmüş hali.

Şekil 3.11’de görüldüğü gibi Antep fıstığı kabuğu tozu, yan ürün olarak elde edilen antep fıstığı kabuğunun istenilen partikül boyutlarında öğütülerek elde edilmiş toz partikülleridir. Kabuk karakterist olarak beyaz ile bej bir renge sahiptir. Sahip olduğu bu renk sayesinde fıstık kabuğu tozları çok yönlü biyo-bazlı bileşen olarak kullanılmaktadır. Küçük partikül boyutları sayesinde (0-300µm) yumuşak bir doku ve iyi bir dipersiyon davranışı ile birlikte yüksek bir opak görünüme sahip olabilmektedirler (Url-4, 2021).

Antep fıstığı üretiminin sürdürülebilir olması ve işlenme maliyetlerinin çok pahalı bir proses içermemesi gibi olumlu özellikleri sayesinde günümüzde sürdürülebilir mühendislik uygulamaları açısından dikkat çekici etki yaratmaktadır. Antep fıstığı mevyesi üretiminin artmasına paralel olarak artan meyve kabuklarının öğütme işlemlerinin istenilen partikül boyutlarına getirilmesi ile bu malzemenin lityum-iyon pilleri, sensörler gibi farklı kullanım alanlarını da artıracaktır. Literatürdeki çalışmalar incelendiğinde Antep fıstığı kabuğunun çeşitli alanlarda ve mühendislik uygulamalarında kullanıldığına dair birçok çalışmanın mevcut olduğu görülmektedir (Çetin ve diğ, 2022).

3.6 Titanyum

Titanyum korozyona karşı dirençli, parlak, güçlü ve hafif gibi güçlü mekanik özelliklere sahip bir geçiş metalidir. Şekil 3.12’de görüldüğü gibi periyodik tablonun 4-B grubunda bulunan atom numarası 22 olan ve “Ti” sembolü ile gösterilen bir kimyasal elementtir. Titanyum molibden, vanadyum, alüminyum ve demir gibi çeşitli elementlerle alaşım yapabildikleri için, bu güçlü alaşımlar tıp (dental implantlar, protezler, dental endodontik malzemeler), havacılık (uzay araçları, jet motorları ve füzeler), endüstriyel prosesler (arıtma tesisleri, kağıt sanayi, petrokimyasallar), spor eşyaları, cep telefonu ve diğer birçok alanlarda kullanılmaktadır (Wikipedia, 2022).



Şekil 3.12: Titanyum elementinin özellikleri (ITA, 2011).

Titanyum doğada saf halde bulunmamakla beraber birçok titanyum minerallerinde bulunmaktadır. Doğada zengin titanyum minerallere örnek verilecek olunursa bu minerallerin başında ilmenit, anatase, rutil ve brokit gelmektedir. Bu minerallerin isimlendirilmesi bulunduğu konum, minerali bulan bilim adamının ismi gibi çeşitli nedenlere dayanmaktadır. Daha az titanyum minerali içerdiği için ekonomik olarak değer içermeyen titanyum minerallerine ise sfen/titanit, perovskit, pirofanit ve psödobrokit örnek olarak verilebilmektedir (Url-6, 2017; Url-7, 2018).

Titanyum ilk olarak 1791 yılında kimyager William Gregor tarafından İngiltere’de bir akarsuda bulunmuştur. Akarsu içerisinde bulunduğu siyah kumların içerisinde ilmenit

(manyetik demir tozu) olarak bilinen bu elementin mıknatıstan etkilendiğini fark etti ve ilminetin içerisinde farklı metal olabileceğini düşündü. Daha sonra siyah kum içerisindeki demirleri kimyasal yollar ile ayırdığında daha önce hiç karşılaşmadığı beyaz görünüme sahip metal oksit elde etmiştir. Bulduğu yeni sonucu Alman bilim dergisi olan Crell's Annalen'e bildirdi. O dönemlerde kimyager William Gregor'dan bağımsız olarak Alman bilim adamı olan Martin Heinrich Klaproth'un yaptığı deneysel çalışmalar esnasında kırmızı cevher olan rutillerin (TiO_2) analizinde William Gregor'un bulmuş olduğu metal oksite benzer sonuçlar elde etmiştir. Klaproth bulduğu bu elemente Yunan mitolojisinde dünyanın oğulları anlamına gelen Titanlardan esinlenerek bu elemente titanyum adını vermiştir (Krebs, 2006; Emsley, 2002;).

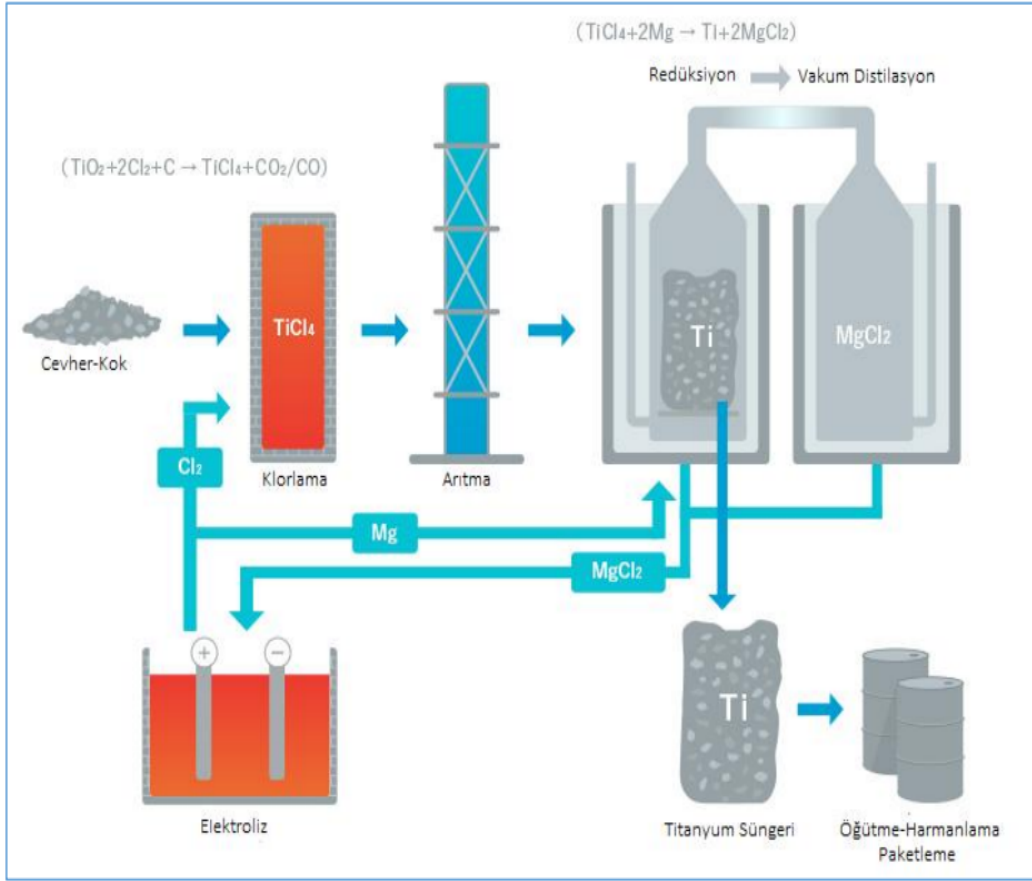


Şekil 3.13: Titanyum sünger (Kenar, 2022).

İlk ortaya çıkışı 1791 yıllarına dayansada ticari olarak titanyumun üretilmesi yaklaşık olarak titanyumun ortaya çıkışından 200 yıl sonra 1950 yıllarında üretilmiştir. William Justin Kroll 1946 yılında mineral kaynaklarından titanyum metalini üretme çalışmalarına başlamıştır. Justin bu çalışmalarda inert gaz ortamında magnezyum ile titanyum tetra kloritin indirgemesini sağlayarak ilk ticari titanyumu üretmiştir. Ortaya çıkan bu yapı Şekil 3.13'de görüldüğü gibi gözenekli, süngerimsi ve gri görünümünden dolayı "titanyum sünger" olarak adlandırılmıştır (Nakamura ve diğ., 2017; G. Woodruff, ve diğ., 2017).

Titanyum sünger üretim teknolojisi Şekil 3.14'da gösterilen Kroll prosesi temelli olup yüksek kalite titanyum süngerlerinin üretilmesini sağlamaktadır. Bu proses sonrasında elde edilen yüksek kalite titanyum süngerlerinden, titanyum kütük ve külçeleri, ticari külçe

alaşimleri, yüksek saflıkta titanyum külçeleri ve titanyum tozu gibi çeşitli üretimler gerçekleştirilmektedir (Yücel, 2018).



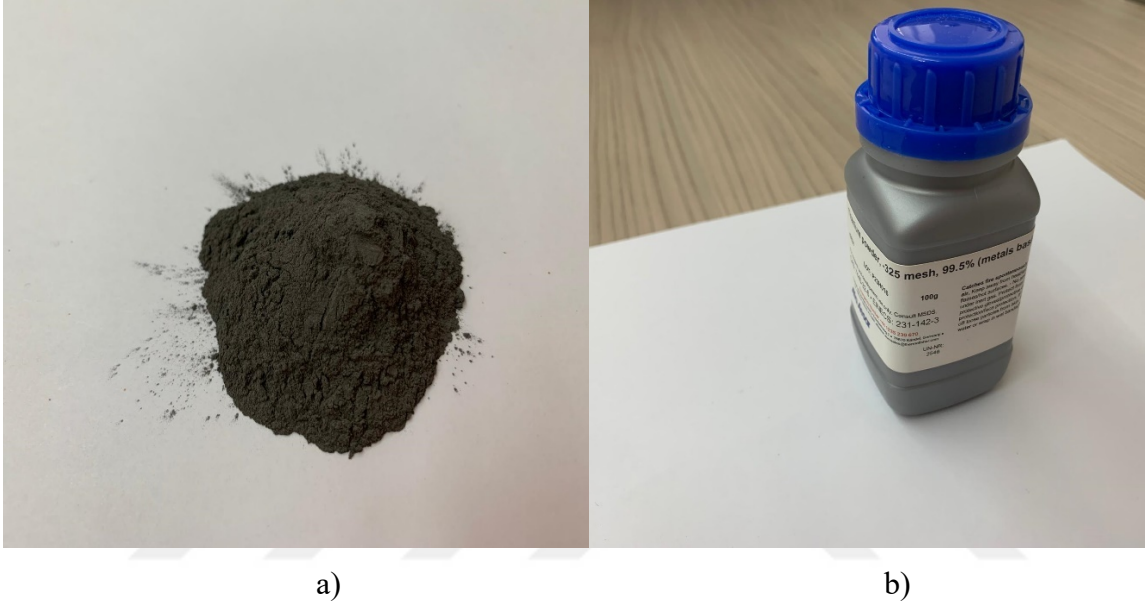
Şekil 3.14: Titanyum süngerini üretim metodu (Url-5, 2018).

4. MATERYAL VE YÖNTEM

4.1 Deneysel Çalışmalarda Kullanılan Malzemeler

4.1.1 Titanyum Tozu

Çalışma da kullandığımız takviye partiküllerinden biri olan titanyum tozu Şekil 4.1’de gösterilmiştir.



Şekil 4.1: Saf titanyum tozu.

Çizelge 4.1’de gösterildiği gibi Alfa Aesar marka yüksek saflıktaki titanyum partikülü deneysel çalışmalarda kullanılmıştır. 7440-32-6 CAS numaralı partikül 325 mesh (44 μm) tanecik boyutuna sahiptir. Şekil 4.1-b’de görüldüğü gibi 100 gr’lık kapalı kaplarda muhafazası sağlanarak nem ile teması engellenmiştir.

Çizelge 4.1: Saf titanyum tozunun özellikleri (ITA, 2011).

<i>Partikül</i>	<i>Marka</i>	<i>Partikül Boyutu</i>	<i>Saflık (%)</i>
Titanyum (Ti)	Alfa Aesar	44 μm	99.5

4.1.2 Antep fıstığı kabuğu tozu

Deneysel çalışmalarda kullanılan bir diğer takviye partiküllerden biri Antep fıstığı kabuğu tozudur. Yelisan Group firması tarafından Antep fıstığı kabuğu öğütülerek elde edilerek temini sağlanmıştır.



Şekil 4.2: Antep fıstığı kabuğu.

Şekil 4.2-a’da gösterildiği gibi Antep fıstığı kabuğu tozu bej renge sahiptir. Partikül Antep fıstığı kabuğunun öğütme işlemi ile toz haline getirilmiştir. Öğütme işleminden sonra toz haline getirilen partiküller, 44 µm boyutuna getirmek için 325 mesh olan elek kullanılarak elenerek partikül ayrımı yapılmıştır. Elek altında kalan 44 µm boyutundaki partiküller çalışmamızda takviye malzeme olarak kullanılmıştır. Elde edilen Antep fıstığı kabuğu tozu Şekil 4.2-b’de gösterildiği şeffaf poşet içerisine konularak dış ortam ile teması engellenmiştir.

Çizelge 4.2: Antep fıstığı kabuğu tozunun özellikleri.

<i>Partikül</i>	<i>Marka</i>	<i>Partikül Boyutu</i>	<i>Safılık (%)</i>
Antep Fıstığı	Yelisan Group	44 µm	100

4.1.3 Amalgam dolgu

Deneysel çalışmamızda kullanılan ana dolgu malzemelerinden biri olan dental uygulamalar da yaygın olarak kullanılan amalgam dolgudur. Şekil 4.3-b’de gösterildiği gibi 1’lik mavi kapsül içerisinde bulunan kapsül amalgam kullanılmıştır. 50 adet 1’lik kapsüllerden oluşan plastik kutuda bulunan amalgam dolgular kapsül içerisinde bulunan şeffaf paketlenmiş civalar ile birlikte kullanıma sunulmaktadır.



a)

b)

Şekil 4.3: Amalgam dolgu.

Amalgamatör ile aktive edilen amalgam dolgu oldukça kolay hazırlanabilme özelliğine sahiptir. İçerisinde barındırdığı civanın kapsül içerisinde aktive olması nedeniyle civa yayılımını azaltma konusunda ve dış ortam ile temasın önlenmesi konusunda fayda sağlamaktadır. Non Gamma 2 fazında olan dolgu %45 Ag, %30.5 Sn, %24 Cu ve %0.5 Zn elementlerinde oluşan alaşım yapısına sahiptir. 1'lik kapsül içerisinde bulunan amalgam dolgu malzemesi 1 dozluk olarak nitelendirilmektedir. 1 dozluk amalgam içerisinde bulunan amalgam ve civa oranı ise 400 / 360 mg şeklindedir. Amalgam tozu ve civa kapsül içerisinden çıkarılmayarak doğrudan amalgamatör cihazına yerleştirildikten sonra kullanılacak yoğunluğa getirilmiştir.

4.1.4 Kompozit dolgu

Deneysel çalışmamızda kullanılan diğer bir dolgu malzemesi kompozit malzemedir. Şekil 4.4-b'de görüldüğü gibi polimer bazlı Rubydent marka restoratif kompozit dolgu materyali kullanılmıştır. Işık ile sertleşebilen bu dolgu posterior ve anterior dişlerde kolayca uygulanabilen polimer bazlı kompozittir.



a)

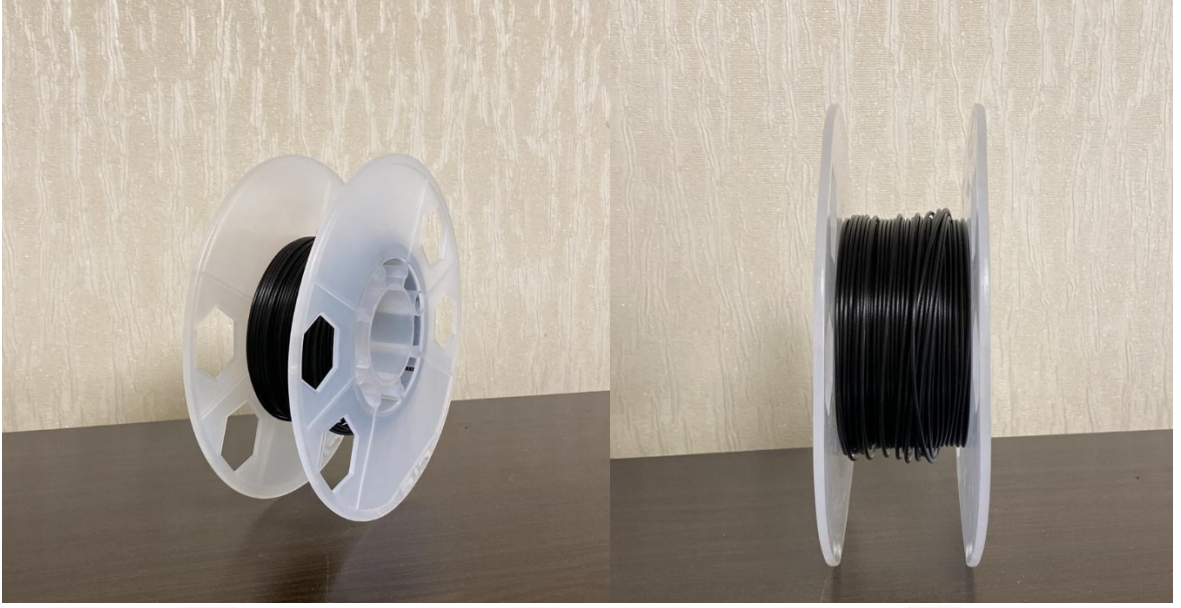
b)

Şekil 4.4: Kompozit dolgu.

Işık ile aktive olan bu kompozit dolgu materyali 400 nm'den daha uzun dalga boyuna sahip mavi ışığa 20 sn'ye maruz kaldığında sertleşebilmektedir. Dolgu materyalinin kendiliğinden aktive olmaması için yapay ve gün ışıklarından korunması gereklidir. Bu yüzden bu materyallerin korunması Şekil 4.4-b'de gösterildiği gibi siyah şırıngalar içerisinde muhafaza edilmektedir. Kullanım sıklıklarına göre çeşitli miktar ve setlerde tercih edilebilmektedir. Çalışmamızda kullandığımız kolay şekilde kondanse edilebilen bu dolguların bir adet şırıngası içerisinde 4 gr kompozit dolgu materyali bulunmaktadır.

4.1.5 PLA türü filament

Çalışmamızda numunelerin kalıp üretiminin yapılması için 3 boyutlu yazıcıların ham maddesi olan plastik yapıya sahip filament kullanılmıştır. 1.75 mm silindirik çapa sahip bu filament Biopolimer Poliaktik Asit (PLA) ham maddesinden üretilmiş ABG marka siyah renge sahip filament kullanılmıştır.



Şekil 4.5: PLA filament.

Şekil 4.5’de görüldüğü gibi silindirik geometriye sahip makaralar halinde yazıcıya bağlantısı yapılmaktadır. Diğer filament türlerine çevreye yaymış olduğu kimyasal gazların daha az olması PLA filamentin kullanım tercihini oluşturmuştur. Nispeten düşük ergime sıcaklığına sahip bu filamentler 190-220 °C arasında eriyerek basıma hazır hale gelmektedir. Mekanik özellikleri bakımından geleneksel polimerlere (poliüretan, polistiren vs.) kıyasla daha iyi özelliklere sahiptir.

4.2 Deneysel Çalışmalarda Kullanılan Cihaz ve Gereçler

4.2.1 Amalgamatör

Amalgam dolgu numunelerinin hazırlanması için kapsül içerisinde bulunan amalgam tozları ve civanın karıştırmak için kullandığımız cihaz amalgamatördür. Şekil 4.6’da görüldüğü gibi dayanıklı bir kapak ile kapatılabilen bir hazne içerisine kapsülün yerleştirilmesi ile vibrasyon hareketi uygulanarak yüksek hassasiyette bir karışım sağlanmıştır. Çalışmamızda Drm Lingchen marka 4300 d/min ve 230V AC 50/60 Hz çalışma voltajına sahip kapsül karıştırıcı amalgamatör kullanılmıştır.



Şekil 4.6: Amalgamatör.

Mikroişlemci ile programlanan bu cihaz mekanik ve elektronik kontrollü çıprıcının salınım yapması sonucunda virasyon hareketi elde edilmektedir. Çalışmamızda kullandığımız bu cihaz yaklaşık olarak dakikada 4000 salınım frekansı ile kendini tekrarlayan kontrollü bir karışımın sağlanmasına olanak tanır.

4.2.2 Led ışık cihazı

Kompozit dolguyu aktive ederek sertleşmesini sağlamak için Şekil 4.7’de gösterilen kompozit led ışın çalışmamızda kullanılmıştır. Yayıdığı mavi ışık sayesinde kompozit dolgu içerisindeki ışıkla polimerizasyon yapan maddelerin mavi ışığı absorbe etmesi sonucu saniyeler içerisinde sertleşme gerçekleşmektedir. Kompozit dolgular üretilirken içinde bulunan fotoinitiyatör maddeleri üretici firmaya göre farklılık göstermektedir. Farklı fotoinitiyatör bulunan kompozit dolgunun sertleşmesi için maruz kalacağı mavi ışık süresi buna göre değişkenlik göstermektedir. Genellikle dental kompozitlerin paketi üzerinde veya reçetesi üzerinde sertleşmesi için maruz bırakılması gereken ideal mavi ışık süresi belirtilmektedir.



Şekil 4.7: Led ışık cihazı.

Kompozit dolguların farklı sertleşme süreleri göz önünde bulundurularak ışık yayma süreleri farklı kademelerde üretilmişlerdir. Çalışmamızda kullandığımız led ışık cihazı üç zaman ayarlı ve iki farklı ışık yayılımı yapmaktadır. Zaman ayarlı olarak 10-15-20 sn olarak ayarlanabilen cihaz, ışık yayılımı olarak ise sürekli ve aralıklı ışık olmak üzere iki farklı yayılım yapabilmektedir. Işık dalga boyu olarak 420 nm- 480 nm boyutlarında dalga yayılımı yapmaktadır. Aktif olarak kullanımında göz ile teması zararlı olan bu mavi ışıktan korunmak için ışığın yayıldığı uca yakın bölgede Şekil 4.7’de görüldüğü gibi ışığı emen turuncu bir plaka ile izole edilerek kullanımı sağlanmıştır.

4.2.3 Hassas terazi

Deneylerin yapılması aşamasında aktif olarak kullanılan cihazlardan birisi de hassas terazilerdir. Deney çalışmalarımızda numunelerin ve nanopartikül malzemelerinin kütlelerinin hesaplanmasında Şekil 4.8’de gösterilen Mihee marka dijital scale göstergeli hassas terazi kullanıldı.



Şekil 4.8: Hassas terazi.

Paslanmaz çelik kefe ve büyük Lcd göstergeye sahip olan bu model 0.01-3 kg'a kadar ağırlığı ölçebilen özelliğe sahiptir. 165x110x21mm ebatlara sahip olmasının yanı sıra otomatik kalibrasyon yapabilmektedir. Çizelge 4.3'da hassas teraziye ait diğer teknik özellikleri gösterilmiştir.

Çizelge 4.3: Hassas terazi teknik özellikleri.

Model	FH-3	Gösterge Tipi	LCD Panel
Çeker/Taksimata	3 kg/0.01 gr	Kullanım Tipi	Pilli
Dara Fonksiyon	Var	Çalışma Sıcaklığı	10-30°

4.2.4 3 Boyutlu yazıcı

Tasarımı yapılmış üç boyutlu çizimlerin “.g” code dönüştürülerek katmanlı imalat yöntemi ile modelin üretilmesini sağlayan makinelere üç boyutlu yazıcılar denilmektedir. Ergitilen plastiği katman olarak sürekli üst üste sererek modelin oluşturulmasını sağlayan bu yöntem üretim prosesinde talaşlı imalat ve döküm yöntemini barındırmadığından günümüzde ucuz ve pratik bir üretim yöntemi olarak değerlendirilmektedir. Ham madde olarak Abs, Pla, Pva vs. gibi çeşitli plastik tabanlı filamentlerin 180-230° sıcaklıklar aralığında ergitilerek katmanların oluşturulması sağlanır.



a)

b)

Şekil 4.9: 3 Boyutlu yazıcı.

Amalgam ve kompozit test numunelerinin Solidworks programında kalıp tasarımları yapılarak Şekil 4.9-a'da gösterilen Ender Pro-3 marka yazıcı kullanılarak kalıp üretimi yapıldı. Ham madde olarak siyah renge sahip PLA filament kullanıldı. Şekil 4.9-b'de gösterildiği gibi 200° nozzle ve 60° tabla sıcaklığı set edilip, 50 m/s hareket hızı tanımlanarak 0.02 mikron kalitede baskı elde edilmesi sağlandı.

4.2.5 Taramalı elektron mikroskobu (SEM)

Odaklanmış elektron demeti ile testi yapılacak numunenin yüzeyini tarayarak görüntü elde etmeye yarayan cihaza SEM (Scanning Electron Microscope) veya taramalı elektron mikroskobu denilmektedir. Numune yüzeyine iletilen elektronlar yüzey üzerindeki atomlar ile etkileşerek çarptırıldığı bölgedeki kompozisyon veya topografi hakkında bilgiler içeren farklı sinyaller üretir (Wikipedia, 2022).



Şekil 4.10: Taramalı elektron mikroskobu.

Deneysel çalışmalar sonucunda elde ettiğimiz numunelerin yüzey topografilerini incelemek için Şekil 4.10'de gösterilen Zeiss Gemini marka SEM 300 serisi taramalı elektron mikroskobu kullanılmıştır. Numune yüzeyine 500X, 3000X, 5000X, 10000X ve 20000X zoom yapılarak yapının kristal dağılımlarının farklı açılardan incelenmesine olanak sağlanmıştır.

4.2.6 Basma test cihazı

Metal veya metal olmayan malzemelerin bası yükü altında akma mukavemeti, şekil değişimi, basma mukavemeti, kesit değişimi vb. gibi mekanik özelliklerinin belirlenmesi için yapılan deneye basma deneyi denilmektedir (Ur1-8, 2021).



Şekil 4.11: Basma test cihazı.

ISO 4049 standartına uygun olarak hazırlanan 4 mm çapında ve 6 mm yüksekliğindeki nanopartikül takviyeli amalgam ve kompozit dolgu numuneleri Şekil 4.11’de gösterilen Shimadzu AGS-X marka test cihazı ile basma deneyi yapıldı. Tek yönlü yükleme ile 0.5 mm/min basma hızı ayarlanarak basma dayanımı testi yapıldı.

4.2.7 Mikrosertlik test cihazı

Sertlik, malzemelerin mevcut özelliklerinin plastik deformasyona karşı gösterdiği direnç kuvveti olarak nitelendirilmektedir. Sertlik deneyi ise malzemelerin deformasyona göstermiş oldukları bu direnç kuvvetini tespit etmek için numune üzerinden kalıcı izin ölçülerek hesaplandığı mekanik testlerden biridir (Özgürlük , 2021).



Şekil 4.12: Mikrosertlik test cihazı.

Çalışmamızda Şekil 2.22’de gösterilen Matsuzawa Seisakusho marka sabit sertlik ölçme cihazı kullanılmıştır. Deneyde Brinell sertlik metodu prensip alınarak çelikten yapılmış 1/16 inch bilye ve 100 kg’lık yük ile numune yüzeyine bastırılarak izin oluşturulması sağlandı. Daha sonra oluşan izin ölçüleri referans alınarak numunelerin sertlik değerleri hesaplanmıştır.

4.2.8 Cam havan

Deney numunelerinin hazırlama esnasında partiküllerin karışımlarının sağlanması ve tartımlarının yapılması için Şekil 4.13’de gösterilen cam havan kullanılmıştır.



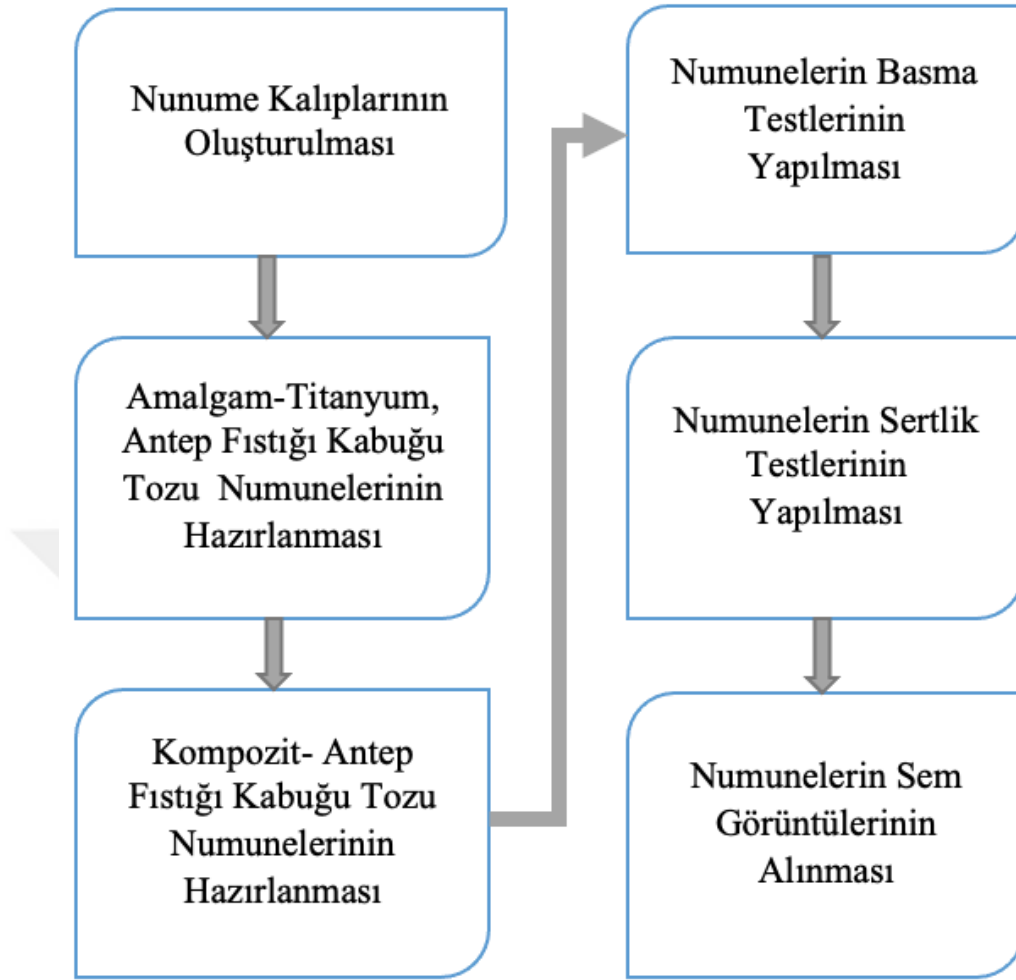
Şekil 4.13: Cam havan.

Havan, toz halde bulunan amalgam ve yoğun kıvamda bulunan kompoziti derin iç hacmi ve öğütme işlemini sağlayan havan eli sayesinde kolay bir şekilde karıştırılması konusunda deneyde sıkça kullanılmıştır. İsminden de anlaşılacağı üzere yapı malzemesi olarak cam (SiO_2) kullanılan bu ekipman deney numuneleri ile etkileşim oluşturmaması ve herhangi bir aşınma meydana gelmemesinden ötürü numunelerin hazırlanması esnasında tercih sebebi olmuştur.

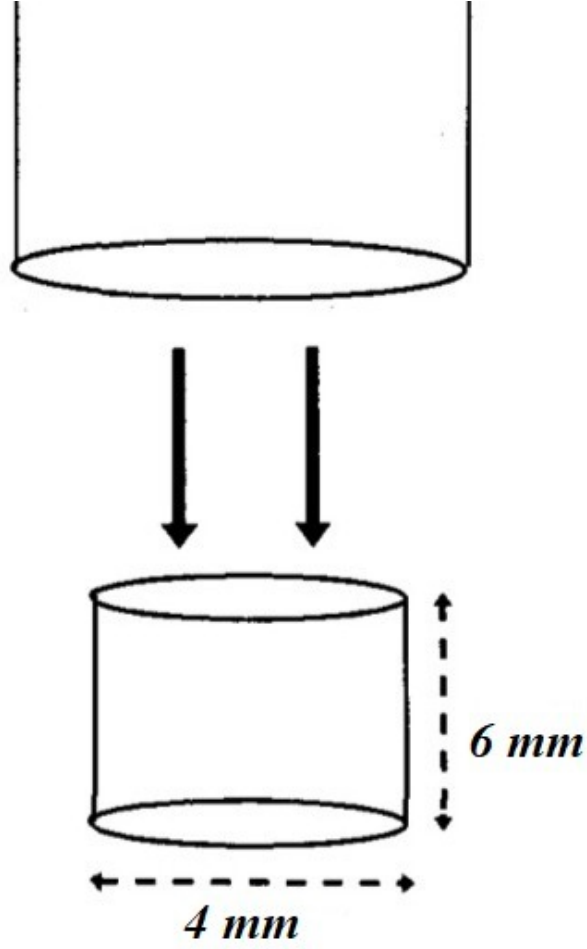
4.3 Deneysel Çalışmalar

Tez çalışmamızda Çizelge 4.4’de görülen adımlar takip edilerek deneysel çalışmalar tamamlanmıştır. Çalışma, numune kalıplarının oluşturulması, numunelerin üretilmesi, testlerin yapılması ve sonuçların raporlanması olmak üzere genel anlamda dört ana başlık altında toplanmıştır. Bu adımlar amalgam ve kompozit dolgu için de ayrı ayrı uygulanarak deneysel çalışmalar tamamlanmıştır

Çizelge 4.4: Deneysel çalışma yöntem adımları.

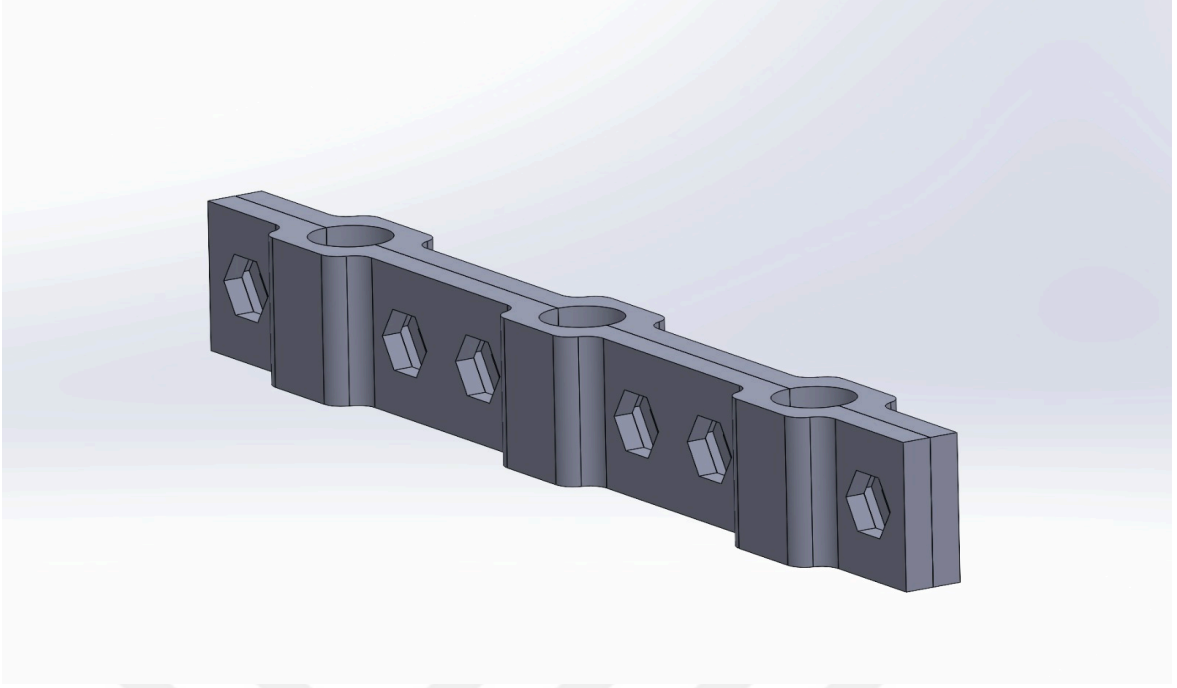


Basma ve sertlik deneyleri için numunelerin kalıpları oluşturulurken literatürdeki standartlar referans alınarak numune kalıpları oluşturulmuştur. Şekil 4.14’de gösterilen basma deneyi için numune boyutları görülmektedir. Basma deneyi için numune kalıplarının oluşturulması için Solidworks programı kullanılarak kalıp modelleri tasarlanmıştır. Kalıpların katı model tasarımı yapıldıktan sonra Şekil 4.9’da gösterilen Ender Pro-3 marka üç boyutlu yazıcı ile modellerin üretimi yapılmıştır.

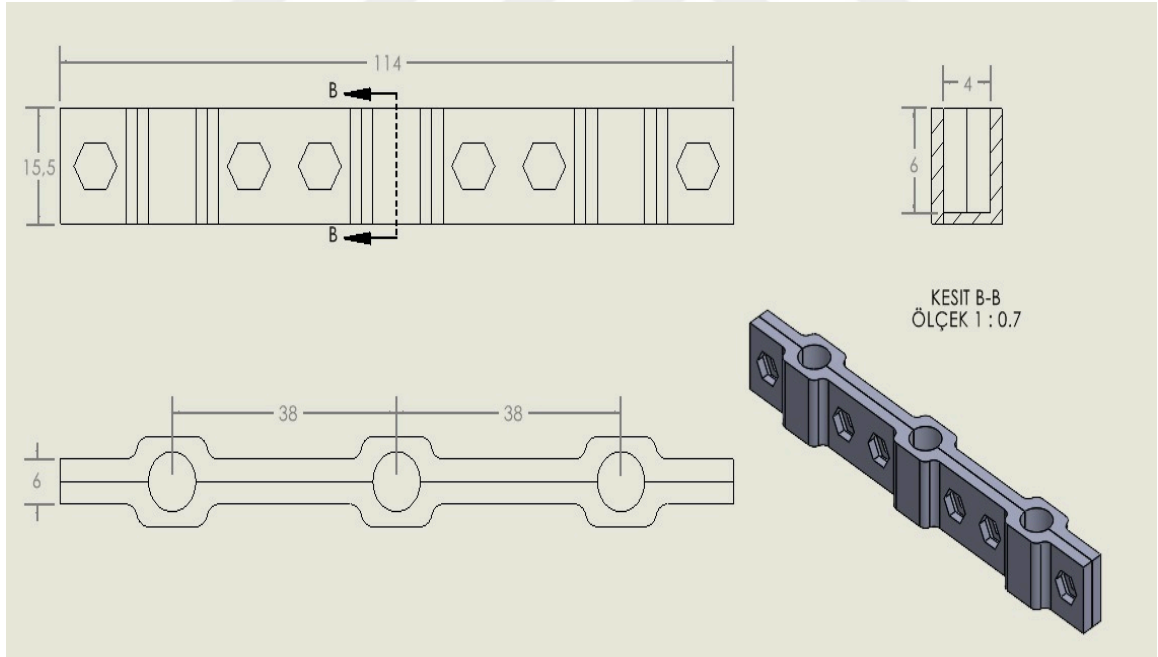


Şekil 4.14: Basma deneyi numune boyutları.

Şekil 4.14’de gösterilen basma deneyi için numune ölçüleri referans alınarak Solidworks 2018 programında Şekil 4.15’de gösterilen kalıp tasarımı yapıldı. Model ‘.stl’ formatına çevrilerek Ultimaker Cura programında ‘.g code’ dönüştürüldü. Şekil 4.16’da ise kalıbın teknik resim formatında ölçülendirilmesi görülmektedir.



Şekil 4.15: Kalıp model görünümü.



Şekil 4.16: Kalıp teknik resim görüntüsü.

Şekil 4.17’da üç boyutlu yazıcı kullanılarak imalatı yapılan kalıpların görüntüleri gösterilmektedir. Yapılan tasarımda kalıp iki ana parçadan oluşturularak perçin çakılarak civata ile sökülebilir bağlantı yapılması sağlanmıştır.



a)



b)

Şekil 4.17: Kalıp imalat görüntüsü.

4.3.1 Amalgam dolgu numunelerinin hazırlanması

- Amalgam numunelerinin hazırlanması için ilk olarak kalıplar ile nanopartikül takviyesiz numuneler hazırlanarak ağırlık hesabı elde edildi.
- Numunelerin hazırlanması için Şekil 4.3-b’de gösterilen 1’lik amalgam kapsüller kapakları açılarak Şekil 4.13’de gösterilen cam havan içerisinde dökülerek diğer destekleyici nanopartiküller ile karışımları sağlandı.
- Bir numune için gerekli amalgam tozu ve titanyum tozu cam havanda karışım oranları ayarlanarak amalgamatörde tepkimeye girecek duruma getirildi.
- Amalgam dolgu ve titanyum nanopartikül takviyeli numunelerin hazırlanması için Şekil 4.6’da gösterilen amalgamatör kullanıldı. Amalgamatörün kendi iç haznesinde bulunan kollar arasına mavi kapsüller yerleştirilerek 4300 dev/min devir ile 20 saniye ayarlanarak, kapsülün hızlı bir şekilde titreşmesi sonucu toz partiküllerinin homojen bir şekilde karıştırılması sağlandı.
- Çizelge 4.5’de gösterilen her bir gruptan 3 adet numune elde edilerek toplamda 9 adet titanyum tozu takviyeli amalgam dolgu numuneleri üretildi.

Çizelge 4.5: Amalgam-titanyum tozu destekli numuneler.

Amalgam-Titanyum Tozu		Partikül Oran (% Ağırlık)	Adlandırılması
Grup İsmi	Grup No		
AT	3	15	AT-3
AT	5	20	AT-5
AT	7	25	AT-7

Şekil 4.18, 4.19 ve 4.20’de Çizelge 4.5’de belirtilen numunelerinin üretilmiş şekilleri görülmektedir.



Şekil 4.18: Amalgam-titanyum (AT-3).



Şekil 4.19: Amalgam-titanyum (AT-5).



Şekil 4.20: Amalgam-titanyum (AT-7).

Amalgam-titanyum tozu destekli numunelerinin hazırlanmasında olduğu gibi amalgam-antep fıstığı kabuğu tozu destekli numunelerinin üretilmesi benzer şekilde yapılmıştır.

- Bir numune için gerekli amalgam tozu ve antep fıstığı kabuğu tozu cam havanda karışım oranları ayarlanarak amalgamatörde tepkimeye girecek duruma getirildi.
- Amalgam dolgu ve antep fıstığı kabuğu nanopartikül takviyeli numunelerin hazırlanması için Şekil 4.6’da gösterilen amalgamatör kullanıldı. Amalgamatörün kendi iç haznesinde bulunan kollar arasına mavi kapsüller yerleştirilerek 4300

dev/min devir ile 20 saniye ayarlanarak, kapsülün hızlı bir şekilde titreşmesi sonucu toz partiküllerinin homojen bir şekilde karıştırılması sağlandı.

- Çizelge 4.6’da gösterilen her bir gruptan 3 adet numune elde edilerek toplamda 9 adet antep fıstığı kabuğu tozu takviyeli amalgam dolgu numuneleri üretildi.

Çizelge 4.6: Amalgam-Antep fıstığı kabuğu tozu destekli numuneler.

Amalgam-Antep Fıstığı Kabuğu Tozu		Partikül Oran (% Ağırlık)	Adlandırılması
Grup İsmi	Grup No		
AK	3	15	AK-3
AK	5	20	AK-5
AK	7	25	AK-7

Şekil 4.21, 4.22 ve 4.23’de Çizelge 4.6’da belirtilen numunelerinin üretilmiş şekilleri görülmektedir.



Şekil 4.21: Amalgam-Antep fıstığı kabuğu (AK-3).



Şekil 4.22: Amalgam-Antep fıstığı kabuğu (AK-5).



Şekil 4.23: Amalgam-Antep fıstığı kabuğu (AK-7).

4.3.2 Kompozit dolgu numunelerinin hazırlanması

- Kompozit dolgu numunelerinin hazırlanması için ilk olarak kalıplar ile nanopartikül takviyesiz numuneler hazırlanarak ağırlık hesabı elde edildi.
- Numunelerin hazırlanması için Şekil 4.4’de gösterilen 4 gr’lık şırıngalarda bulunan dolgular Şekil 4.13’de gösterilen cam havan içerisinde konarak diğer destekleyici nanopartiküller ile karışımları sağlandı.
- Bir numune için gerekli kompozit dolgu ve antep fıstığı kabuğu partikülü cam havanda karışım oranları ayarlanarak havan eli ile dairesel bir şekilde karıştırılarak homojen bir şekilde partikül dağılımı sağlandı.
- Elde edilen numuneler kalıplar içerisinde yerleştirilerek Şekil 4.7’de gösterilen led ışın cihazına 20 sn maruz bırakılarak numunelerin kürleşmesi ve kompozitin dolgunun sertleşmesi sağlandı.

- Çizelge 4.7’de gösterilen her bir gruptan 3 adet numune elde edilerek toplamda 9 adet antep fıstığı kabuğu tozu takviyeli kompozit dolgu numuneleri üretildi.

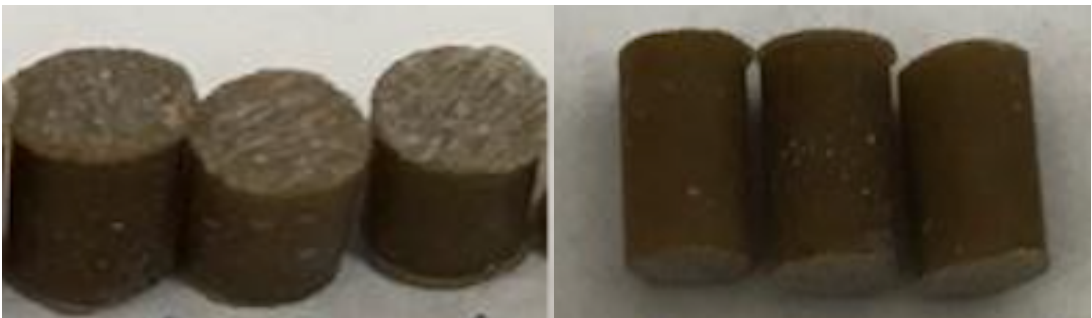
Çizelge 4.7: Kompozit-Antep fıstığı kabuğu tozu destekli numuneler.

Kompozit-Antep Fıstığı Kabuğu Tozu		Partikül Oran (% Ağırlık)	Adlandırılması
Grup İsmi	Grup No		
KK	3	15	KK-3
KK	5	20	KK-5
KK	7	25	KK-7

Şekil 4.24, 4.25 ve 4.26’de Çizelge 4.7’de belirtilen numunelerinin üretilmiş şekilleri görülmektedir.



Şekil 4.24: Kompozit-Antep fıstığı kabuğu (KK-3).



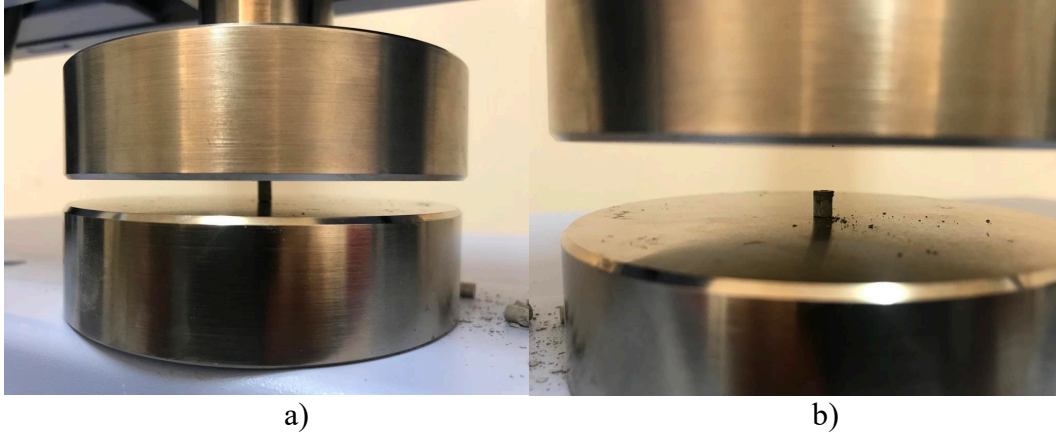
Şekil 4.25: Kompozit-Antep fıstığı kabuğu (KK-5).



Şekil 4.26: Kompozit-Antep fıstığı kabuğu (KK-7).

4.3.3 Basma deneyi

Çizelge 4.5, 4.6 ve 4.7’de belirtilen oranlarda ISO 4049 standardı referans alınarak hazırlanan deney numuneleri için basma dayanımları hesaplanmıştır. Numunelerin hazırlanmasında Şekil 4.16’da gösterilen kalıp kullanılarak basma deney numuneleri elde edilmiştir. Deneyde Shimadzu AGS-X marka test cihazının alt çene sabit ayarlanarak tek yönlü yükleme ile numunelere gerekli yüklemeler uygulanmıştır. Yükleme hızı olarak dakikada 0.5 mm ilerleme verilerek basma dayanımları elde edilmiştir. Şekil 4.27’de gösterildiği gibi numuneler dikey yönde alt çeneye koyularak üst çene yardımıyla basma yükü uygulanmıştır. Deneyde her bir numune için 3 adet test yapılarak sonuçlar grafiklere aktarılmıştır.



Şekil 4.27: Numunelerin yükleme yönü.

Basma deneyi sonucunda elde edilen veriler ile aşağı belirtilen bağıntılar referans alınarak numuneler için basma gerilmesi hesabı yapılmıştır.

$$\sigma_b: F_{\max} / A_0 \quad (1.1)$$

σ_b : Basma gerilmesi

F_{\max} : Maksimum kuvvet

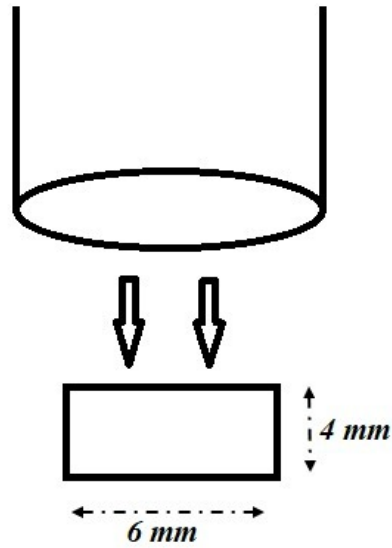
$$A_0: (\pi \cdot d_0^2) / 4 \quad (1.2)$$

A_0 : Kesit alanı

d_0 : Numune çapı

π : Pi sayısı

Elde edilen numunelerin teorik çekme gerilmelerini hesaplaması için Şekil 4.28 gösterildiği gibi numuneler üzerine yanal basma yüklemesi yapılmıştır. Yükleme sonucunda elde edilen maksimum kuvvet kullanarak teorik çekme gerilmesi elde edilmiştir. Çizelge 4.5, 4.6 ve 4.7’de belirtilen numuneler plaka yüklemesi yapılması adına her bir numuneden 3 adet üretilmiştir. Literatürdeki birçok çalışmada dental uygulamalar da kullanılan dolgu malzemelerinin çekme gerilmeleri denklem (1.3) kullanılarak hesaplanmıştır (Liu ve diğ, 2014; Al-Deen ve diğ, 2015; Hamouda ve Toras,2017; Ghazi ve diğ, 2021).



Şekil 4.28: Plaka yüklemesi.

$$\sigma_t: (2 \cdot F) / (\pi \cdot D \cdot L) \quad (1.3)$$

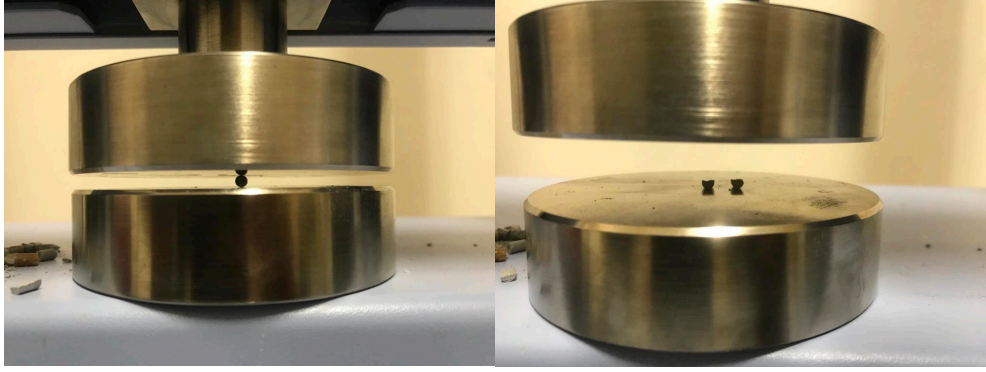
σ_t : Çekme gerilmesi

F: Kopma anındaki maksimum kuvvet

D: Numune çapı

L: Numune uzunluğu

π : Pi sayısı



Şekil 4.29: Numunelerin plaka yüklemesi.

4.3.4 Brinell sertlik testi

Brinell sertlik deneyi için Şekil 4.30'de gösterilen 8x2 mm boyutlarında silindirik numuneler hazırlanmıştır. Deneyde Şekil 4.12'de gösterilen Matsuzawa Seisakusho marka cihaz kullanılmıştır. Sertlik deneyi için numuneler arasında basma dayanımları en yüksek olan AT-3, AK-3 ve KK-3 numunelerinin Brinell sertlik deneyleri yapılmıştır. Bunun yanı sıra partikül takviyesi yapılmamış amalgam ve kompozit dolgularında sertlik ölçüm sonuçlarının kıyaslanması için sertlik deneyleri de yapılmıştır.



Şekil 4.30: Sertlik testi numuneleri.

Deneyde her bir numune için 5 adet sertlik testi yapılarak testlerin ortalaması alınmıştır.

4.3.5 SEM Görüntülemesi

Elde edilen numunelerin yüzey yapıları ve partikül dağılımlarının incelenmesi için çalışmamızda Zeiss Gemini marka SEM 300 taramalı elektron mikroskopu kullanılmıştır. Numunelerin iç yapıları görüntülenerek dolgu malzemelerinin morfolojik yapıları hakkında bilgiler elde edilmiştir. SEM görüntüleme Çizelge 4.5, 4.6 ve 4.7'de gösterilen tüm numunelerin yanı sıra amalgam ve kompozit dolgu için taranmış olup 500X, 3.000X, 5.000X, 10.000X ve 20.000X zoomlar yapılarak görüntüler elde edilmiştir.

5. BULGULAR ve TARTIŞMA

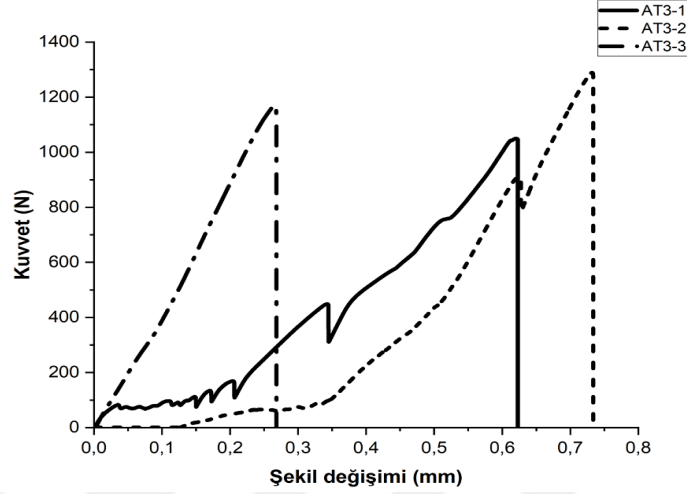
5.1 Basma Deneyi Sonuçları

Tez çalışmamız kapsamında hazırlanan 4x6 mm boyutlarındaki amalgam-titanyum, amalgam-Antep fıstığı kabuğu tozu ve kompozit-Antep fıstığı kabuğu tozu numunelerinin basma testi uygulanmıştır. Nanopartikül ilaveli bu yeni numunelerin yanı sıra günümüzde halihazırda kullanımı olan amalgam ve kompozit dolgularında belirtilen ölçülerde numuneleri hazırlanarak basma testleri yapılmıştır. Numuneler hazırlanırken amalgam ve kompozit dolgu maddelerinin basma numunelerinin mevcut ağırlıklarını hesaplanarak ağırlıklarına ek olarak %15, %20 ve %25 oranında titanyum tozu ve Antep fıstığı kabuğu tozu ilave edilmiştir. Çizelge 2.12, 2.13 ve 2.14’de hazırlanan numunelerin belirtilen ağırlık oranları ve adlandırılmaları çizelgeler halinde gösterilmiştir. Numuneler Shimadzu AGS-X marka test cihazı ile 0.5 mm/min basma hızı ile tek yönlü yükleme yapılarak nanopartikül ilaveli ve nanopartikül eklenmemiş olarak basma deneyleri yapılmıştır. Deney sonucunda cihazdan excel formatında gerekli veriler çekilmiştir. Basma testleri yapılan numunelerin her biri için kuvvet-şekil değişimi grafiği ve basma gerilmesi grafikleri elde edilmiştir. Grafikler tez çalışmamıza eklenerek numunelerin kuvvet altında şekil değişimleri ve basma dayanımları kıyaslanmıştır. Titanyum ve Antep fıstığı kabuğu tozunun her iki dental dolgu malzemelerinde ne gibi bir davranış sergilediği yorumlanarak, dolgu malzemelerinde kuvvet şekil değişimi ve basma gerilmesindeki değişimler tespit edilmiştir. Bunun yanı sıra nanopartikül malzemesini farklı oranlarının dolgu malzemesinde hangi oranda daha iyi sonuçlar verdiği de bu test sonucunda elde edilmiştir.

Basma deneyinde yükleme olarak tek yönlü yükleme yapılarak numunelere basma kuvvet uygulanmıştır. Yükleme esnasında Şekil 2.24’de gösterildiği gibi eksenel yönde tabana dik olarak uygulanmıştır. Bunun yanı sıra numunelere teorik çekme gerilmesini hesaplamak için Şekil 2.38’de gösterildiği gibi numunelerin yanal alanlarına dik yük uygulanarak plaka yüklemesi yapılmıştır. Elde edilen veriler denklem (1.3) kullanılarak amalgam, kompozit, amalgam-titanyum, amalgam-Antep fıstığı kabuğu tozu ve kompozit-Antep fıstığı kabuğu tozu numunelerinin çekme gerilme değerleri bulunmuştur. Elde edilen teorik çekme gerilme değerleri karşılaştırılarak sonuçların yorumlanması yapılmıştır.

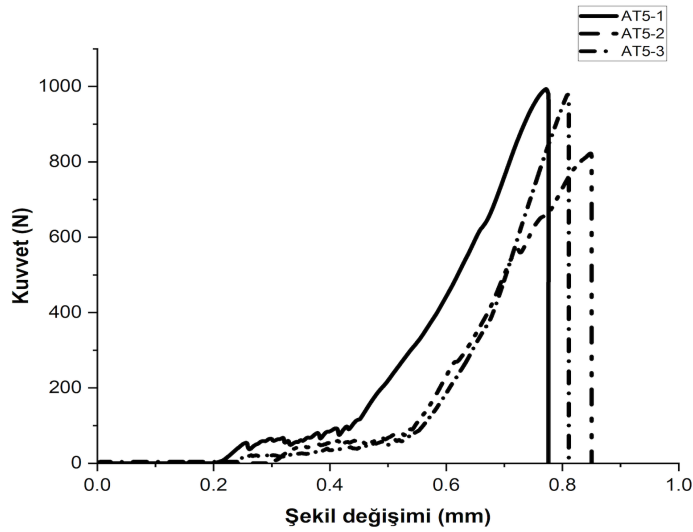
5.1.1 Amalgam-titanyum

Basma deneyi sonucunda amalgam dolgu içerisinde ağırlıkça %15 titanyum partikülü bulunan amalgam-titanyum (AT-3) numunesinin kuvvet-şekil değişimi Şekil 5.1’de gösterilmiştir.



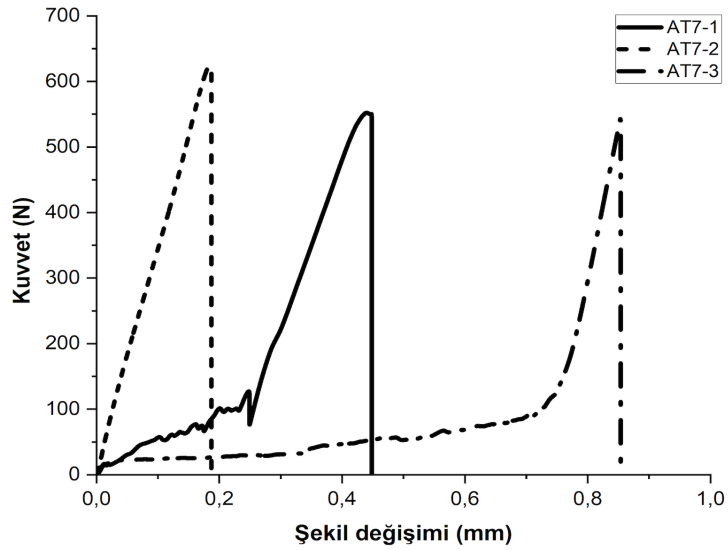
Şekil 5.1: Amalgam-titanyum (AT-3) kuvvet şekil değişimi.

Şekil 5.1’de görüldüğü üzere AT-3 numunesi için aynı oranda üç numune hazırlanarak sonuçlar elde edilmiştir. Hazırlanan ilk numune olan AT3-1 numunesinde maksimum basma kuvvetinin 1049,63 N olduğu tespit edilmiştir. AT3-2 numunesinde ise bu değer 1288,98 N olduğu ortaya çıkmıştır. Aynı oran için sonuncu numune olan AT3-3’de ise maksimum basma kuvvetinin 1174 N olduğu yapılan basma deneyi sonucunda ortaya çıkmıştır. Elde edilen 3 farklı değer ortalama alındığında ise amalgam-titanyum (AT-3) numunesini için maksimum basma kuvvetinin 1170,87 N olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 5.2: Amalgam-titanyum (AT-5) kuvvet şekil değişimi.

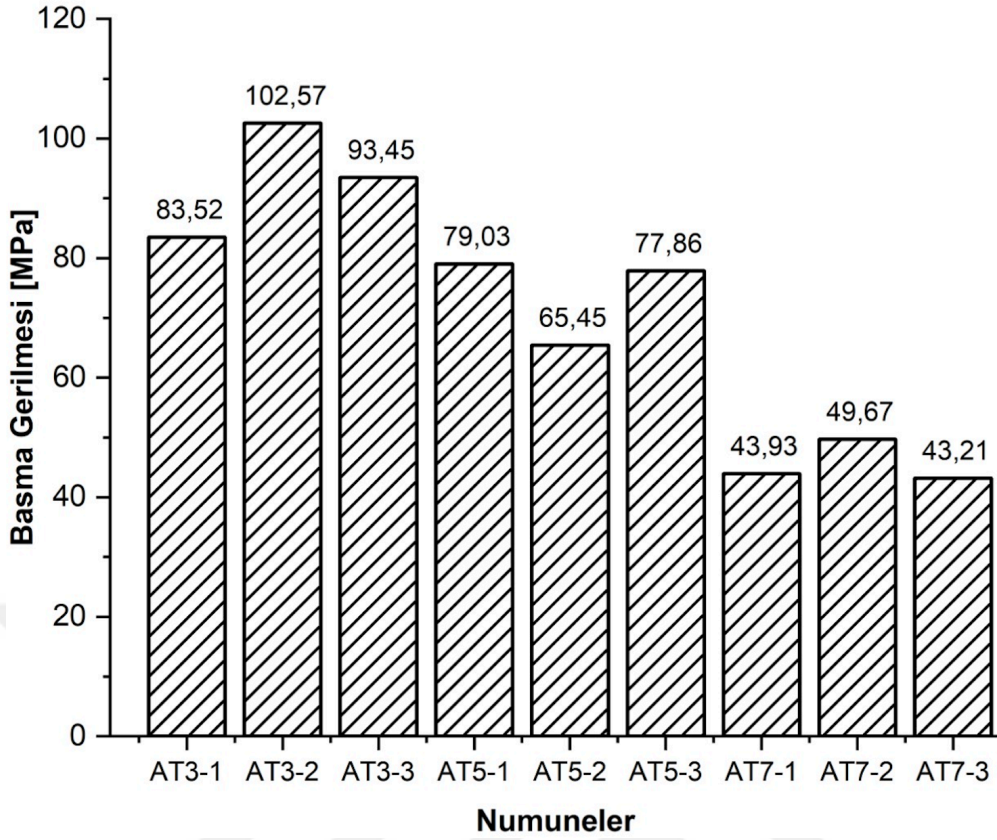
Amalgam dolgu içerisinde ağırlıkça %20 titanyum partikülü bulunan amalgam-titanyum (AT-5) numunesinin kuvvet-şekil değişimi Şekil 5.2’de gösterilmiştir. AT5-1 numunesi incelendiğinde numunenin maksimum basma kuvvetinin 993,18 N olduğu gözlemlenmiştir. AT5-2 numunesinde ise bu değer 822,5 N olduğu ve AT5-3 numunesinde ise 978,42 N olduğu basma deneyi sonucunda tespit edilmiştir. Amalgam-titanyum (AT-5) numunesinin üç farklı değerinin ortalaması alındığında ise numunenin maksimum basma kuvvetinin 931,36 N olduğu görülmüştür.



Şekil 5.3: Amalgam-titanyum (AT-7) kuvvet şekil değişimi.

Şekil 5.3’de görüldüğü üzere amalgam-titanyum (AT-7) numunesinin kuvvet-şekil değişimi grafiği gösterilmiştir. Ağırlıkça %25 titanyum partikülü içeren dolgunun ilk numunesinin (AT7-1) maksimum basma kuvvetinin 552,14 N olduğu görülmüştür. AT7-2 numunesinin ise 624,18 N olduğu ve son numune olan AT7-3’de ise bu değer 573,02 N olduğu tespit edilmiştir.

Amalgam dolgu içerisine üç farklı oranlarda eklenen titanyum tozlarının basma deneyi sonucunda kuvvet şekil değişimi grafikleri elde edilmiştir. Grafikler incelendiğinde üç farklı partikül oranında farklı kuvvet ve şekil değişimi sonuçlarının oluştuğu deney sonucunda tespit edilmiştir. Ağırlıkça partikül oranları incelendiğinde numunelerde maksimum kuvvetin diğer bir deyişle kırılma kuvvetinin AT-3 numunesinde en yüksek değer de olduğu tespit edilmiştir. Titanyum partikül takviyeli diğer iki dolgu kıyaslandığında ise AT-5 dolgusunun ise AT-7 dolgusuna göre maksimum basma kuvvetinin daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir.

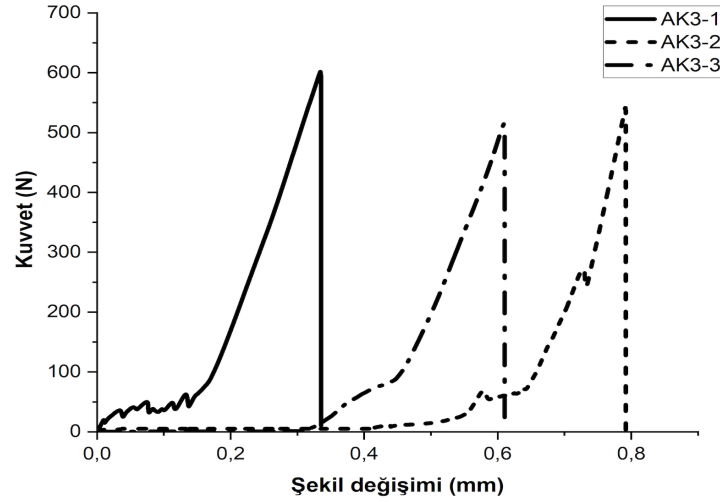


Şekil 5.4: Amalgam-titanyum (AT) basma gerilme değerleri.

Şekil 5.4’da amalgam dolgu içerisine ilave edilen titanyum tozu partiküllerinin ağırlıkça %15, %20 ve %25 oranlarında hazırlanan numunelerinin denklem (1.1)’e göre basma gerilme değerleri hesaplanmış ve değerler sütun grafiğinde verilmiştir. Basma gerilme değerinin en yüksek olduğu numune ortalama 93,18 MPa ile AT-3 dolgusunda olduğu tespit edilmiştir. Basma gerilme değeri ortalama 74,11 MPa ile AT-5 dolgusunun ikinci en yüksek gerilme değerine sahip olduğu tespit edilmiştir. Numuneler içerisinde en düşük basma gerilme değerine sahip olan numune 45,60 MPa ile AT-7 dolgusu olduğu sonucuna varılmıştır. Dolgular içerisine ilave edilen titanyum partikülleri ağırlık oranlarına karşılaştırıldığında, partikül oranı arttıkça amalgam dolgunun basma gerilmesi değerinin düştüğü gözlemlenmiştir. Amalgam dolgu içerisinde bulunan titanyum partikülünün numunelerinin mekanik özelliklerinden olan basma dayanımını olumlu yönden geliştirmediği deney sonucundan tespit edilmiştir.

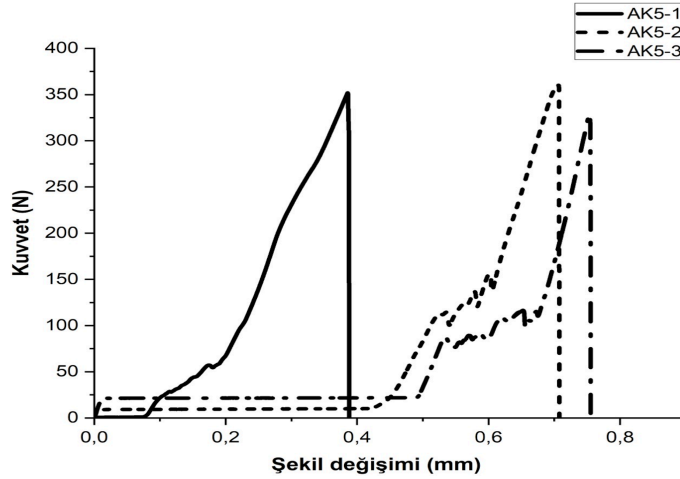
5.1.2 Amalgam-Antep fıstığı kabuğu

Şekil 5.5’de basma deneyi sonucunda amalgam dolgu içerisinde ağırlıkça %15 Antep fıstığı kabuğu partikülü bulunan amalgam-Antep fıstığı kabuğu tozu (AK-3) numunesinin kuvvet-şekil değişimi grafiği verilmiştir.



Şekil 5.5: Amalgam-Antep fıstığı kabuğu (AK-3) kuvvet şekil değişimi.

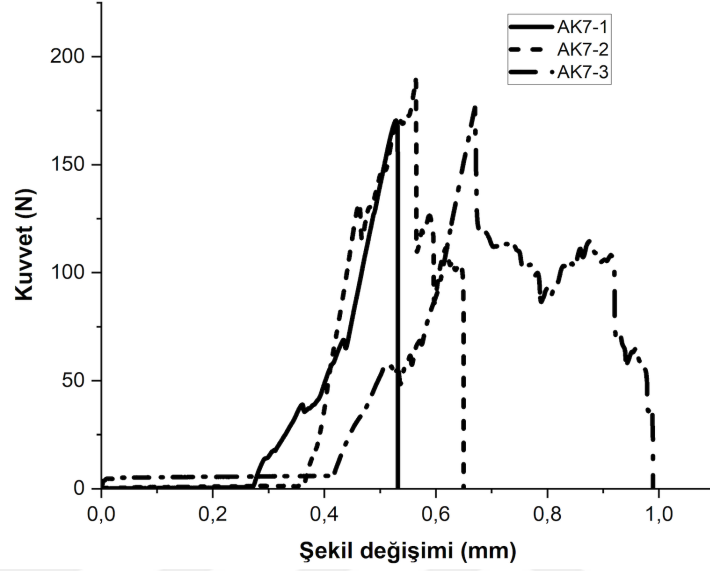
Şekilde de görüldüğü üzere amalgam-Antep fıstığı tozu takviyeli dolgu için aynı oranda üç numune hazırlanarak deney sonuçları elde edilmiştir. Numunelerden ilki olan AK3-1 numunesinde maksimum basma kuvvetinin 601,61 N olduğu tespit edilmiştir. İkinci numune olan AK3-2’de ise maksimum basma kuvvetinin 541,26 N olduğu gözlemlenmiştir. Son numune olan AK3-3 dolgusunda ise maksimum basma kuvvetinin 515,39 N olduğu deneyler sonucunda elde edilmiştir. Amalgam-Antep fıstığı kabuğu tozu (AK3) dolgusunun üç numune için ortalaması alındığında 552,75 N maksimum basma kuvvetine sahip olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 5.6: Amalgam-Antep fıstığı kabuğu (AK-5) kuvvet şekil değişimi.

Şekil 5.6’da amalgam dolgu içerisinde ağırlıkça %20 Antep fıstığı partikülü bulunan AK-5 dolgusunun aynı oranda üç adet numunesinin kuvvet-şekil değişimi grafiği verilmiştir. Numunelerden ilki olan AK5-1’in 351,92 N maksimum basma kuvvetine sahip olduğu tespit edilmiştir. İkinci numune olan AK5-2’ de maksimum basma kuvvetinin 360,15 N olduğu ve

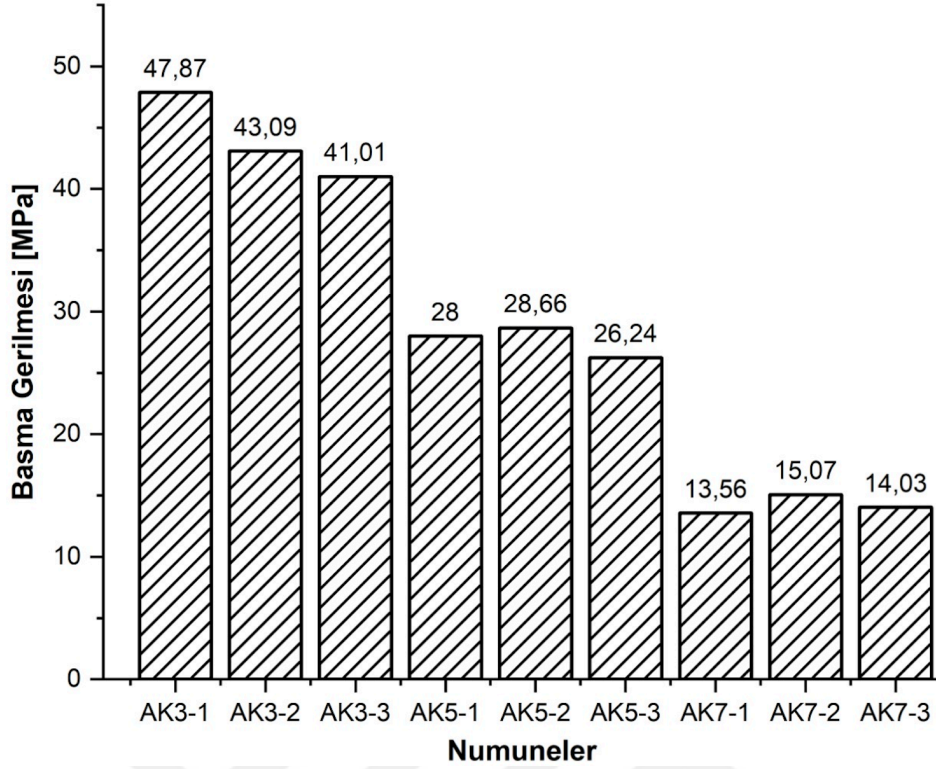
son numune olan AK5-3’de ise bu değerin 329,67 N olduğu sonucuna varılmıştır. Üç numune sonucunun ortalaması alındığında ise amalgam-Antep fıstığı kabuğu partiküllü dolgunun 347,24 N maksimum basma kuvvetine sahip olduğu deneyler sonucunda elde edilmiştir.



Şekil 5.7: Amalgam-Antep fıstığı kabuğu (AK-7) kuvvet şekil değişimi.

Ağırlıkça %25 Antep fıstığı kabuğu partikülü içeren AK-7 dolgusunun aynı oranda hazırlanan üç numunesinin basma deneyi sonucunda elde edilen kuvvet şekil değişimi grafiği Şekil 5.7’de verilmiştir. Numunelerden ilki olan AK7-1’de maksimum basma kuvvetinin 170,44 N olduğu tespit edilmiştir. Diğer numuneler olan AK7-2’de ise maksimum basma kuvvetinin 189,35 N ve AK7-3’de ise bu değerin 176,4 N olduğu sonucuna varılmıştır.

Amalgam dolgu içerisine çeşitli oranlarda ilave edilen Antep fıstığı kabuğu tozunun basma deneyi ile kuvvet-şekil değişimleri grafikleri elde edilmiştir. Farklı oranlarda desteklenen amalgam dolgunun içerisine ilave edilen Antep fıstığı kabuğu tozu arttıkça dolgularda oluşan maksimum basma kuvvetinde azalmaların olduğu gözlemlenmiştir. Ağırlıkça %15 partikül içeren amalgam dolguda maksimum basma kuvvetinin en yüksek olduğu ve ağırlıkça %25 partikül içerdende ise bu değerin en düşük olduğu deneyler sonucunda tespit edilmiştir.

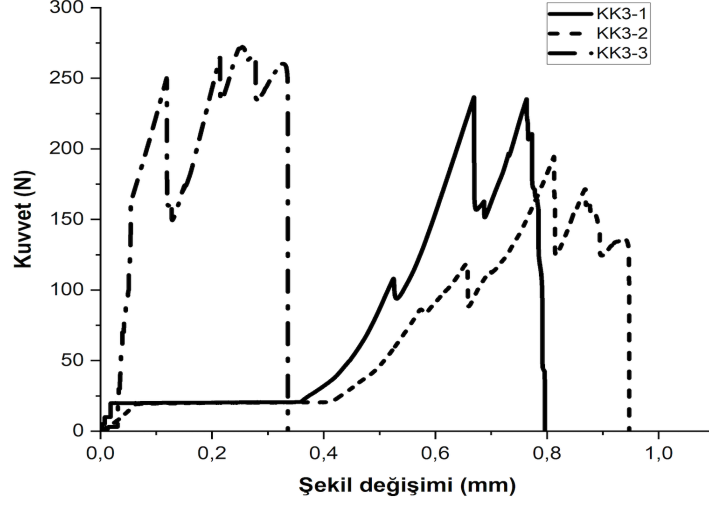


Şekil 5.8: Amalgam-Antep fıstığı kabuğu (AK) basma gerilme değerleri.

Şekil 5.8’de amalgam dolgu içerisine ilave edilen Antep fıstığı kabuğu tozu partiküllerinin ağırlıkça %15, %20 ve %25 oranlarında hazırlanan numunelerinin denklem (1.1)’e göre basma gerilme değerleri hesaplanmış ve değerler sütun grafiğinde verilmiştir. Hazırlanan numuneler içerisinde en yüksek basma değerine sahip numunenin ortalama 43,99 MPa ile AK-3 dolgusunda olduğu gözlemlenmiştir. Ortalama 27,63 MPa basma gerilmesine sahip AK-5 dolgusu ise dolgular arasında ikinci en yüksek basma değerine sahiptir. AK-7 dolgusu ise ortalama 14,22 MPa basma gerilmesi ile en düşük değere sahip olduğu tespit edilmiştir. Dolgular içerisine ilave edilen Antep fıstığı kabuğu ağırlıkça oran olarak karşılaştırıldığında, Antep fıstığı kabuğu tozunun oranının arttığı numunelerde basma gerilmesi değerlerinde azalmanın meydana geldiği gözlemlenmiştir. Bu oran azaldıkça basma gerilme değerlerinin arttığı tespit edilmiştir. Deney sonucunda amalgam dolgu içerisinde bulunan Antep fıstığı kabuğu partikülünün numunelerinin mekanik özelliklerinden olan basma dayanımını olumlu yönden geliştirmediği tespit edilmiştir.

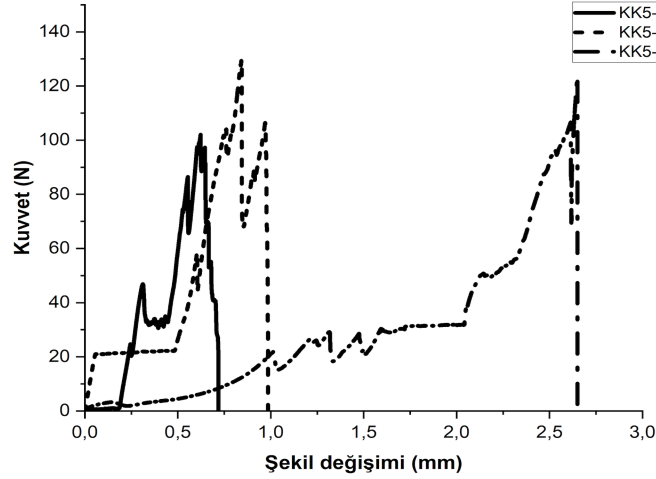
5.1.3 Kompozit-Antep fıstığı kabuğu

Basma deneyi sonucunda amalgam dolgu içerisinde ağırlıkça %15 Antep fıstığı kabuğu partikülü bulunan kompozit-Antep fıstığı kabuğu tozu (KK-3) numunesinin kuvvet-şekil değişimi Şekil 5.9’da gösterilmiştir.



Şekil 5.9: Kompozit-Antep fıstığı kabuğu (KK-3) kuvvet şekil değişimi.

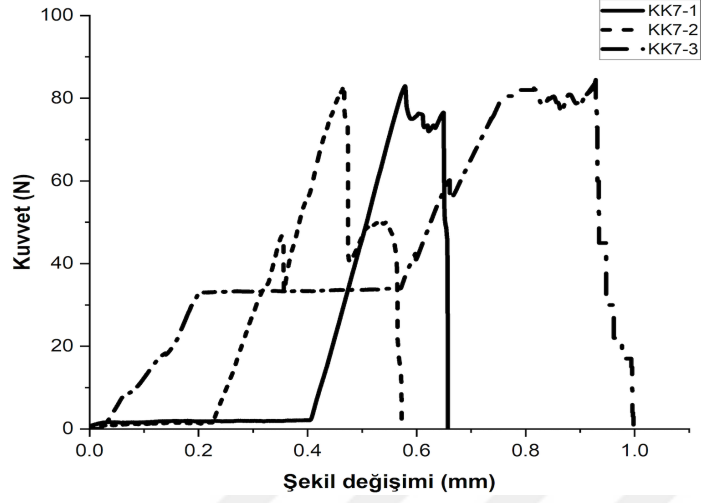
Şekil 5.9’da görüldüğü üzere KK-3 dolgusu için aynı oran üç adet numune hazırlanarak basma deneyine tabi tutulmuştur. Deney sonucunda ilk numune olan KK3-1 numunesinin basma kuvvetinin 236,58 N olduğu tespit edilmiştir. İkinci numune olan KK3-2 numunesinde bu değer 194,54 N olduğu ve son numune olan KK3-3 numunesinde ise basma kuvvetinin 243,48 N olduğu basma deneyi sonucunda elde edilmiştir. Elde edilen üç numunenin ortalaması alındığında KK-3 dolgu malzemesinin maksimum basma kuvvetinin 234,48 N olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 5.10: Kompozit-Antep fıstığı kabuğu (KK-5) kuvvet şekil değişimi.

Şekil 5.10’da kompozit dolgu içerisinde ağırlıkça %20 Antep fıstığı partikülü bulunan KK-5 dolgusunun aynı oranda üç adet numunesinin kuvvet-şekil değişimi grafiği verilmiştir. Deney sonucunda ilk numune olan KK5-1 numunesinin maksimum basma kuvvetinin 102,13 N olduğu tespit edilmiştir. KK5-2 numunesinde ise bu değer 129,9 N ve üçüncü numune olan KK5-3’de ise maksimum basma kuvvetinin 123,96 N olduğu deney

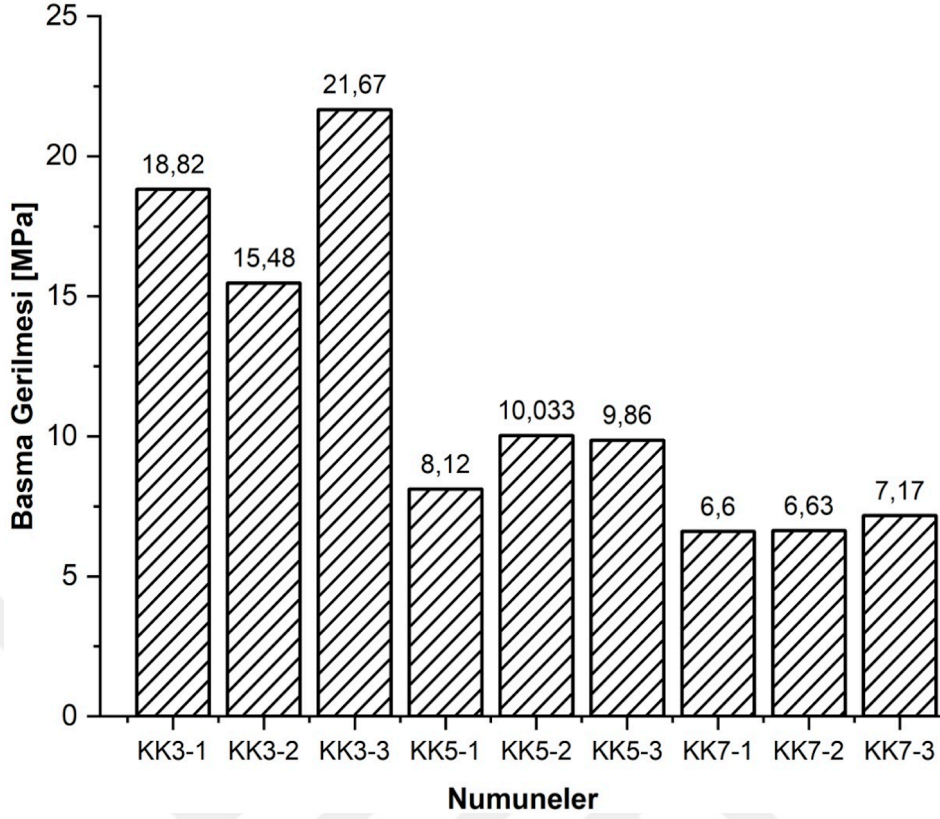
sonucunda elde edilmiştir. Üç numunenin değerlerinin ortalaması alındığında AK5 dolgusunun maksimum basma kuvvetinin 118,66 N olduğu kabul edilmiştir.



Şekil 5.11: Kompozit-Antep fıstığı kabuğu (KK-5) kuvvet şekil değişimi.

Ağırlıkça %25 Antep fıstığı kabuğu partikülü içeren KK-7 dolgusunun aynı oranda hazırlanan üç numunesinin basma deneyi sonucunda elde edilen kuvvet şekil değişimi grafiği Şekil 5.11’de verilmiştir. Numunelerde ilki olan KK7-1’de maksimum basma kuvvetinin 82,96 N olduğu tespit edilmiştir. İkinci numune olan KK7-2’de ise 83,3 N olduğu, üçüncü numune olan KK7-3’de ise maksimum basma kuvvetinin 90,1 N olduğu deneyler sonucunda elde edilmiştir. Basma deneyi uygulanan üç numunenin ortalaması alındığında KK-7 dolgusunun maksimum basma kuvvetinin 85,45 N olduğu kabul edilmiştir.

Kompozit dolgu içerisine çeşitli oranlarda ilave edilen Antep fıstığı kabuğu tozunun basma deneyi ile kuvvet-şekil değişimleri grafikleri elde edilmiştir. Farklı oranlarda desteklenen kompozit dolgu içerisine ilave edilen Antep fıstığı kabuğu tozu arttıkça dolgularda oluşan maksimum basma kuvvetinde azalmaların olduğu gözlemlenmiştir. Dolgu içerisinde ilave edilen Antep fıstığı kabuğu tozu azaldıkça basma kuvveti değerlerinin arttığı deneyler sonucunda elde edilmiştir.

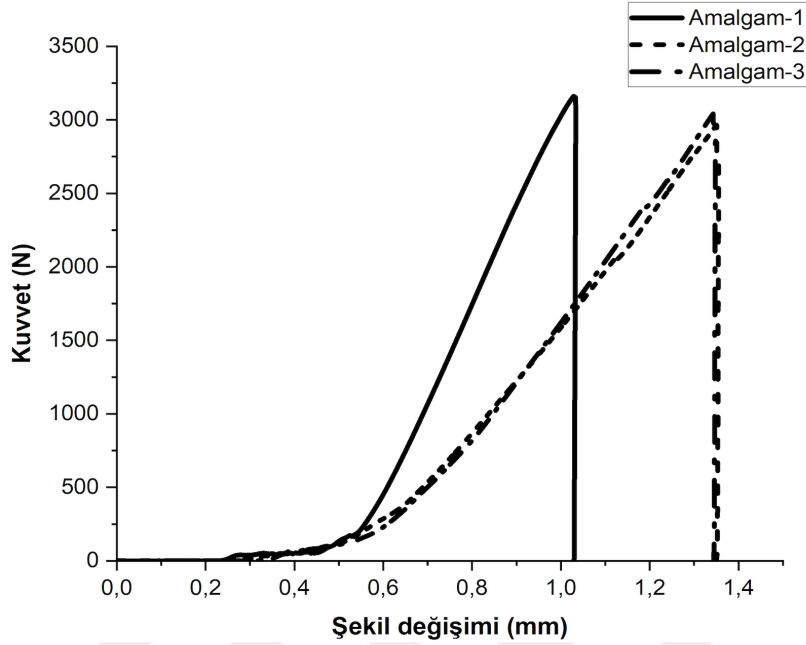


Şekil 5.12: Kompozit-Antep fıstığı kabuğu (KK) basma gerilme değerleri.

Şekil 5.12’de kompozit dolgu içerisine ilave edilen Antep fıstığı kabuğu tozu partiküllerinin ağırlıkça %15, %20 ve %25 oranlarında hazırlanan numunelerinin denklem (1.1)’e göre basma gerilme değerleri hesaplanmış ve değerler sütun grafiğinde verilmiştir. Deneyler sonucunda en yüksek basma değerine sahip numunenin ortalama 18,65 MPa ile KK-3 dolgusunda olduğu gözlemlenmiştir. Ortalama 9,33 MPa basma gerilmesine sahip KK-5 dolgusu ise dolgular arasında ikinci en yüksek basma değerine sahiptir. KK-7 dolgusu ise ortalama 6,8 MPa basma gerilmesi ile en düşük değere sahip olduğu tespit edilmiştir. Dolgular içerisine ilave edilen Antep fıstığı kabuğu ağırlıkça oran olarak karşılaştırıldığında, Antep fıstığı kabuğu tozunun oranının arttığı numunelerde basma gerilmesi değerlerinde azalmanın meydana geldiği gözlemlenmiştir. Antep fıstığı kabuğu partikül oranı azaldıkça basma gerilme değerlerinin arttığı tespit edilmiştir. Deney sonucunda amalgam dolgu içerisinde bulunan Antep fıstığı kabuğu partikülünün numunelerinin mekanik özelliklerinden olan basma dayanımını olumlu yönden geliştirmediği tespit edilmiştir.

5.1.4 Amalgam

Şekil 5.13’de amalgam dolgunun basma deneyi sonucunda elde edilen kuvvet-şekil değişimi grafiği verilmiştir.

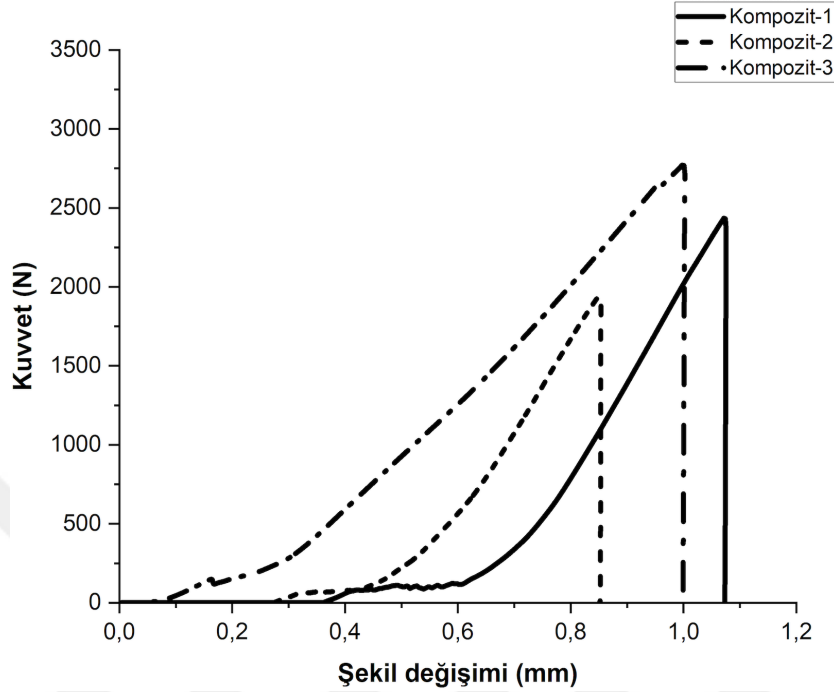


Şekil 5.13: Amalgam dolgu kuvvet şekil değişimi.

Amalgam dolgunun basma deneyi için üç numune hazırlanarak sonuçlar elde edilmiştir. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde ilk numune olan amalgam-1’de maksimum basma kuvvetinin 3160,32 N olduğu tespit edilmiştir. Amalgam-2 numunesinde ise bu değer 2964,16 N olduğu gözlemlenmiştir. Üçüncü numune olan amalgam-3’de ise maksimum basma kuvvetinin 3041,43 N olduğu deney sonucunda elde edilmiştir. Bu üç numunenin kuvvetlerinin ortalaması alındığında amalgam dolgunun basma kuvvetinin 3055,30 N olduğu sonucuna varılmıştır. Titanyum ve Antep fıstığı kabuğu partikülleri ilaveli dolguların mevcut amalgam dolgu ile maksimum basma kuvvetleri karşılaştırıldığında sonuçların farklı olduğu gözlemlenmiştir. Mevcut amalgam dolgunun, titanyum ve Antep fıstığı kabuğu partikül ilaveli dolgulardan daha yüksek basma kuvvetine sahip olduğu tespit edilmiştir. Bu iki malzemenin amalgam dolguda basma direncini artırmadığı, mevcut durumu iyileştirmediği sonucuna varılmıştır. Diğer iki dolgu karşılaştırıldığında ise Titanyum partikül ilaveli dolgunun (AT), Antep fıstığı kabuğu ilaveli dolgudan (AK) daha yüksek basma kuvvetine sahip olduğu görülmüştür. Titanyum partikülünün, Antep fıstığı kabuğu partikülüne göre amalgam dolgu ile daha iyi sonuçlar verdiği deneyler sonucunda tespit edilmiştir.

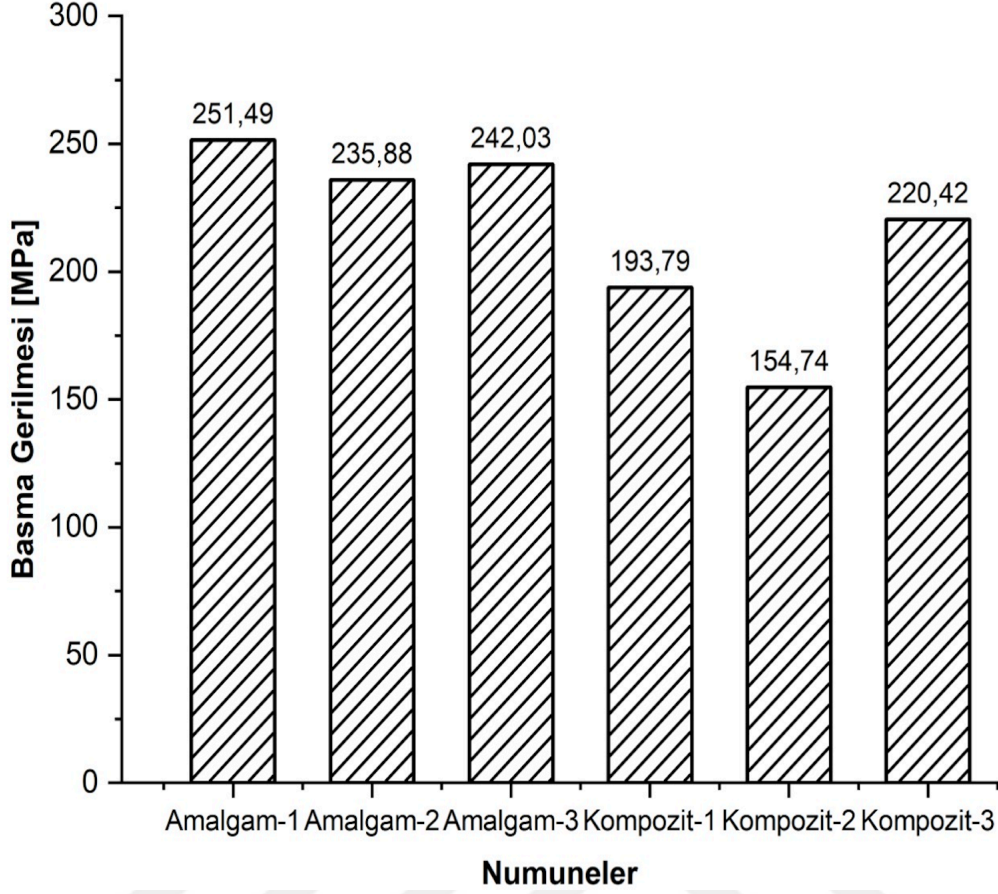
5.1.5 Kompozit

Kompozit dolgu basma deneyi sonucunda elde edilen kuvvet-şekil değişimi grafiği Şekil 5.14’de gösterilmiştir.



Şekil 5.14: Kompozit dolgu kuvvet şekil değişimi.

Kompozit dolgu basma deneyi için üç adet numune hazırlanmış olup sonuçlar elde edilmiştir. Numunelerden ilki olan kompozit-1’ de maksimum basma kuvvetinin 2435,31 N olduğu tespit edilmiştir. Kompozit-2 numunesinde ise bu değer 1944,52 N olduğu ve son numune olan kompozit-3 numunesinde ise bu değer 2769,96 N olduğu deneyler sonucunda elde edilmiştir. Üç numunenin basma kuvveti sonuçlarının ortalaması alındığında kompozit dolgunun 2513,38 N olduğu deneyler sonucunda elde edilmiştir. Antep fıstığı kabuğu partikülü ilaveli dolgu ile mevcut kompozit dolgunun maksimum basma kuvveti karşılaştırıldığında sonuçların farklı olduğu gözlemlenmiştir. Kompozit dolgunun, Antep fıstığı kabuğu partikül ilaveli dolgudan daha yüksek basma kuvvetine sahip olduğu tespit edilmiştir. Antep fıstığı kabuğu partikülünün kompozit dolguda basma direncini artırmadığı ve mevcut durumu iyileştirmediği sonucuna varılmıştır.



Şekil 5.15: Amalgam ve kompozit dolguların basma gerilme değerleri.

Şekil 5.15’de amalgam ve kompozit dolgunun hazırlanan numunelerinin denklem (1.1)’e göre basma gerilme değerleri hesaplanmış ve değerler sütun grafiğinde verilmiştir. Amalgam dolgu için hazırlanan üç numunenin ortalama basma gerilmesi alındığında amalgam dolgunun 243,12 MPa basma gerilmesi değerine sahip olduğu tespit edilmiştir. Kompozit dolgunun ise 189,65 MPa basma gerilmesine sahip olduğu gözlemlenmiştir. Elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında amalgam dolgunun basma gerilmesini kompozit dolguya oranla daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Kompozit dolguların amalgam dolgulara göre basma yüklemesinde daha zayıf özelliğe sahip olduğu basma deneyi sonucunda elde edilmiştir. Amalgam ve kompozit dolgunun nanopartikül ilave edilmiş diğer dolgular ile basma gerilmeleri karşılaştırıldığı zaman her iki dolgunun titanyum ve Antep fıstığı kabuğu partikülleri ilaveli dolgulara göre basma gerilmelerinin daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Antep fıstığı kabuğu ve titanyum partiküllerinin amalgam ve kompozit dolgularının basma gerilmelerinde iyileştirmediği sonucuna varılmıştır.

5.2 Çekme Gerilmesi Sonuçları

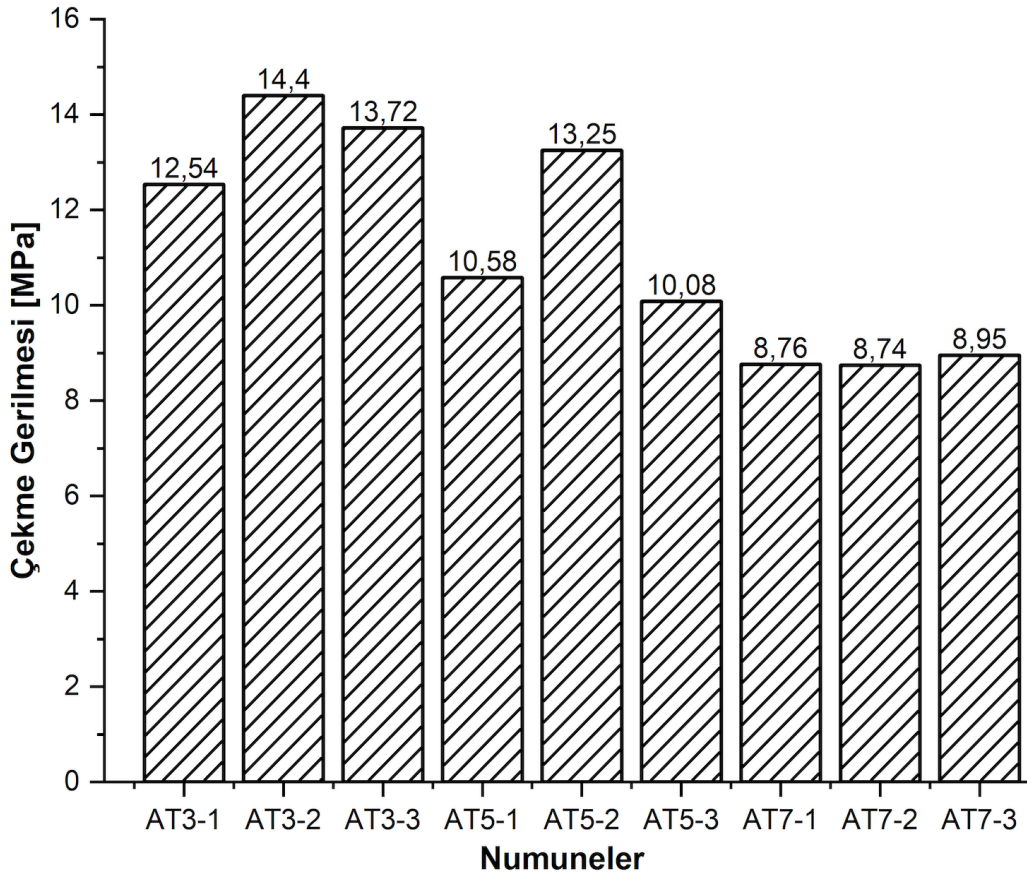
5.2.1 Amalgam-titanyum tozu

Çizelge 5.1’de amalgam-titanyum (AT) dolgusunun basma deneyinde uygulanan plaka yüklemesi sonucunda elde edilen maksimum kırılma kuvvetleri verilmiştir.

Çizelge 5.1: Amalgam-titanyum (AT) plaka yükleme kuvvetleri.

Numuneler	AT3-1	AT3-2	AT3-3	AT5-1	AT5-2	AT5-3	AT7-1	AT7-2	AT7-3
Maksimum Kuvvet (N)	472,6	542,7	517,2	398,7	499,4	379,9	330,2	329,67	337,3

Numunelerinin basma deneyi sonucunda elde edilen maksimum kırılma kuvvetleri denklem (1.3)’de gösterilen denklemde yerine yazılarak teorik çekme kuvveti hesaplanmıştır. Gerilme değerleri üç farklı partikül oranı içeren dolgular için her bir dolgudan üç adet numune için hesaplanmıştır. Şekil 5.16’da teorik olarak hesaplanan çekme gerilmeleri sütun grafiği halinde verilmiştir.



Şekil 5.16: Amalgam-titanyum (AT) çekme gerilme değerleri.

Şekil 5.16'da da görüldüğü üzere amalgam dolgu içerisine ilave edilen %15, %20 ve %30 ağırlıkça titanyum tozu numunelerinin çekme gerilme değerleri gösterilmiştir. Amalgam dolgu içerisine %15 ağırlık oranında titanyum eklenen numunelerin ortalaması alındığında AT3 dolgusunun 13,55 MPa çekme gerilmesine sahip olduğu tespit edilmiştir. Dolgu içerisine %20 oranında titanyum eklenen numunelerin ortalaması alındığında AT5 dolgusunun 11,30 MPa çekme gerilmesine sahip olduğu sonucuna varılmıştır. Sonuncu dolgu olan ve içerisine %25 ağırlık oranında titanyum eklenen AT7 dolgusunun ise 8,81 MPa teorik çekme gerilmesine sahip olduğu tespit edilmiştir. Dolgular içerisinde en yüksek çekme gerilmesine sahip dolgunun AT3 olduğu görülmüştür. En düşük çekme gerilmesinin ise AT7 dolgusunda olduğu tespit edilmiştir. Elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında titanyum tozu numunelerinin dolgu içerisindeki miktarı arttıkça çekme gerilmesi değerlerinde zayıflamanın olduğu görülmüştür. Titanyum tozunun amalgam dolgunun mekanik özelliklerinden biri olan çekme gerilme değerini iyileştirmediği tespit edilmiştir.

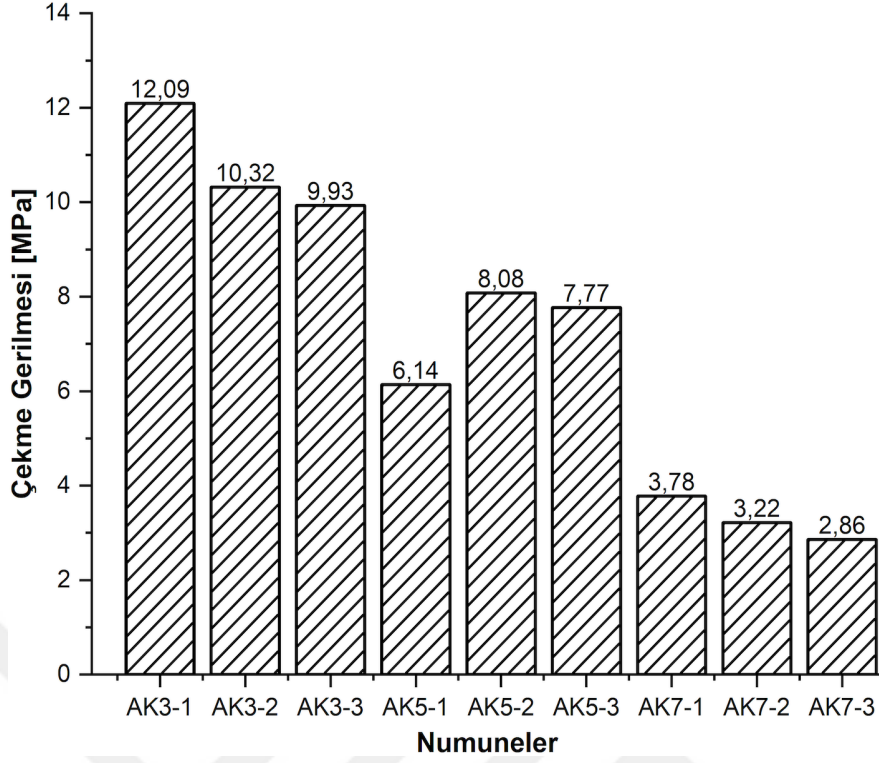
5.2.2 Amalgam-Antep fıstığı kabuğu

Amalgam-Antep fıstığı kabuğu (AK) numunelerinin basma deneyinde uygulanan plaka yüklemesi sonucunda elde edilen maksimum kırılma kuvvetleri Çizelge 5.2'de verilmiştir.

Çizelge 5.2: Amalgam-Antep fıstığı kabuğu (AK) plaka yükleme kuvvetleri.

Numuneler	AK3-1	AK3-2	AK3-3	AK5-1	AK5-2	AK5-3	AK7-1	AK7-2	AK7-3
Maksimum Kuvvet (N)	472,6	542,7	517,2	398,7	499,4	379,9	330,2	329,67	337,3

Amalgam-Antep fıstığı (AK) dolgularının basma deneyi sonucunda elde edilen maksimum kırılma kuvvetleri denklem (1.3)'de gösterilen denklemde yerine yazılarak teorik çekme gerilmesi hesaplanmıştır. Gerilme değerleri üç farklı partikül oranı içeren dolgular için her bir dolgudan üç adet numune için hesaplanmıştır. Gerilme değerleri Şekil 5.17'de sütun grafiği olarak gösterilmiştir.



Şekil 5.17: Amalgam-Antep fıstığı kabuğu (AK) çekme gerilme değerleri.

Amalgam-Antep fıstığı kabuğu (AK) dolgusunun yanal plaka yüklemesi sonucunda elde edilen maksimum kırılma kuvveti basma deneyi sonucunda elde edilmiştir. Elde edilen kuvvetler denklemde yerine yazılarak Şekil 5.17’de gösterilen numuneler için teorik gerilme değerleri hesaplanmıştır. Üç farklı partikül oranlı dolguların gerilme değerleri incelendiğinde AK3 dolgusunun üç numunenin ortalaması alındığında 10,78 MPa ile en yüksek gerilme değerine sahip olduğu tespit edilmiştir. AK5 dolgusunda ise bu değer 7,33 MPa gerilme değerine sahip olduğu gözlemlenmiştir. Belirtilen üç orandan en düşük gerilme değerine sahip olan AK7 dolgusunda ise gerilme değerinin 3,28 MPa olduğu sonucuna varılmıştır. Antep fıstığı kabuğu partikül oranının en az olduğu dolguda gerilme değerinin en yüksek olduğu görülmüştür. Antep fıstığı kabuğu partiküllerinin amalgam dolgunun mevcut mekanik özelliklerinden biri olan çekme gerilme değerini iyileştirmediği sonucuna varılmıştır.

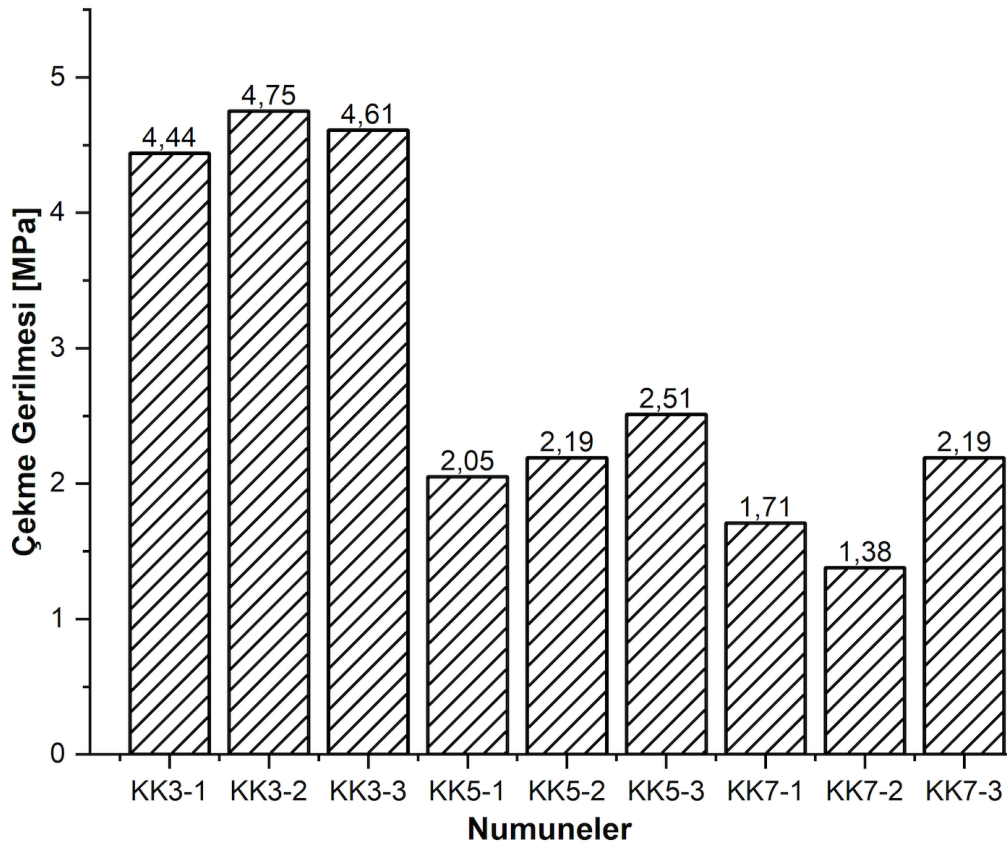
5.2.3 Kompozit-Antep fıstığı kabuğu

Çizelge 5.3’de kompozit-Antep fıstığı kabuğu (KK) dolgusunun basma deneyinde uygulanan plaka yüklemesi sonucunda elde edilen maksimum kırılma kuvvetleri verilmiştir.

Çizelge 5.3: Kompozit-Antep fıstığı kabuğu (KK) plaka yükleme kuvvetleri.

Numuneler	KK3-1	KK3-2	KK3-3	KK5-1	KK5-2	KK5-3	KK7-1	KK7-2	KK7-3
Maksimum Kuvvet (N)	167,3	179,2	173,4	77,32	82,6	94,5	64,6	52,1	82,8

Kompozit-Antep fıstığı kabuğu dolgu numuneleri için Çizelge 5.3’de belirtilen kırılma kuvvetleri basma deneyi sonucunda elde edilmiştir. Bu dolgu için hazırlanan üç farklı partikül oranı ve her oran için 3 adet numunenin maksimum kırılma kuvvetleri denklem (1.3)’de verilen denklemde yerine yazılarak teorik çekme gerilme değerleri hesaplanmıştır. Gerilme değerleri Şekil 5.18’de sütun grafiği olarak verilmiştir.



Şekil 5.18: Kompozit-Antep fıstığı kabuğu (KK) çekme gerilme değerleri.

Ağırlıkça %15 Antep fıstığı kabuğu içeren numunelerinin ortalaması alındığında KK3 dolgusunun 4,4 MPa gerilme değerine sahip olduğu gözlemlenmiştir. Bu değer %20 partikül içeren KK5 dolgusunda ise 2,25 MPa çekme gerilmesine sahip olduğu tespit edilmiştir. Son numune olan KK7 numunesinde ise çekme gerilme değerinin 1,78 MPa olduğu sonucuna varılmıştır. Şekil 5.18'deki gerilme değerleri incelendiğinde kompozit dolgu içerisine eklenen Antep fıstığı kabuğu tozu miktarı arttıkça çekme gerilme değerlerinin azaldığı tespit edilmiştir. Antep fıstığı kabuğu partiküllerinin kompozit dolgunun çekme gerilmesini iyileştirmediği tespit edilmiştir.

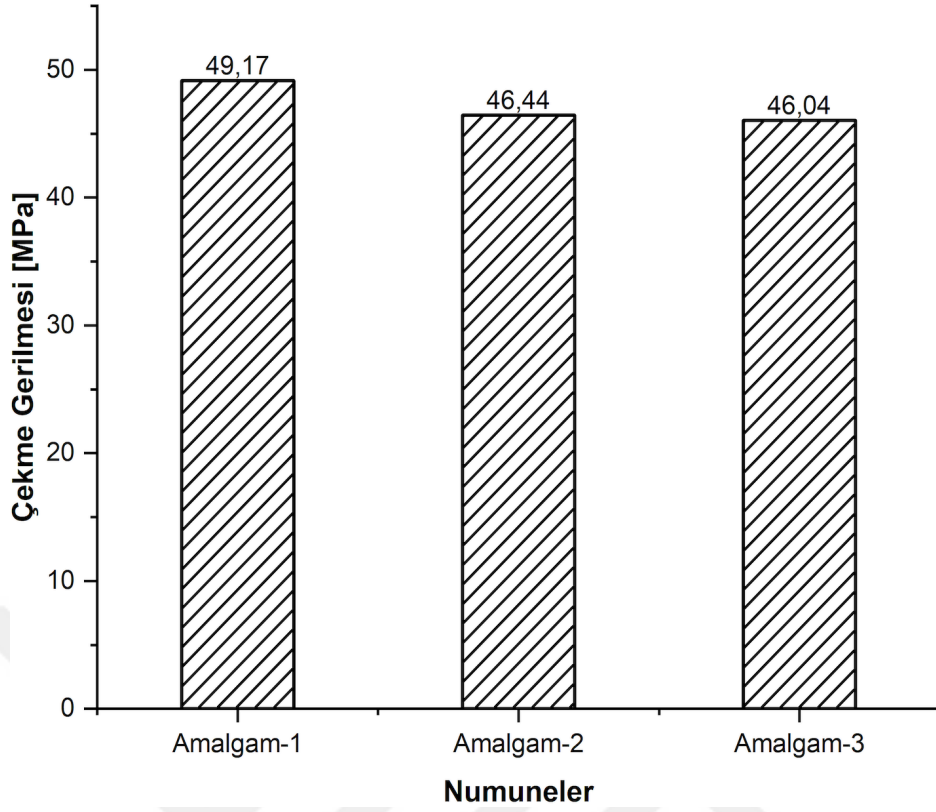
5.2.4 Amalgam

Çizelge 5.4'de amalgam dolgunun basma deneyinde plaka yüklemesi sonucunda oluşan maksimum kırılma kuvvetleri verilmiştir. Antep fıstığı kabuğu ve titanyum partikülleri ilaveli hazırlanan dolguların yanı sıra mevcut amalgam dolgular içinde teorik çekme gerilmesi hesaplanmıştır. Plaka yüklemesi sonucunda elde edilen maksimum kuvvetler kullanılarak teorik çekme gerilmesi hesaplanmıştır.

Çizelge 5.4: Amalgam dolgu plaka yükleme kuvvetleri.

Numuneler	Amalgam-1	Amalgam-2	Amalgam-3
Maksimum Kuvvet (N)	1853	1750	1779,33

Çizelge 5.4'de gösterilen maksimum kuvvetler denklem (1.3)'e yazılarak üç numune içinde teorik çekme gerilmesi hesaplanmıştır. Şekil 5.19'de hesaplanan çekme gerilmesi değerleri sütun grafiği olarak gösterilmiştir. Amalgam dolgu için hazırlanan üç dolgunun gerilme değerlerinin ortlaması alınarak dolgu için gerilme değeri hesaplanmıştır. Elde edilen değerler sonucunda amalgam dolgunun teorik çekme gerilmesinin 47,21 MPa olduğu tespit edilmiştir. Mevcut dolgunun titanyum ve Antep fıstığı partikül destekli dolgulardan daha yüksek çekme gerilmesine sahip olduğu gözlemlenmiştir. Amalgam dolgu içerisine katılan her iki partikülün dolgunun çekme gerilmesinin mevcut durumunu iyileştirmediği gözlemlenmiştir.



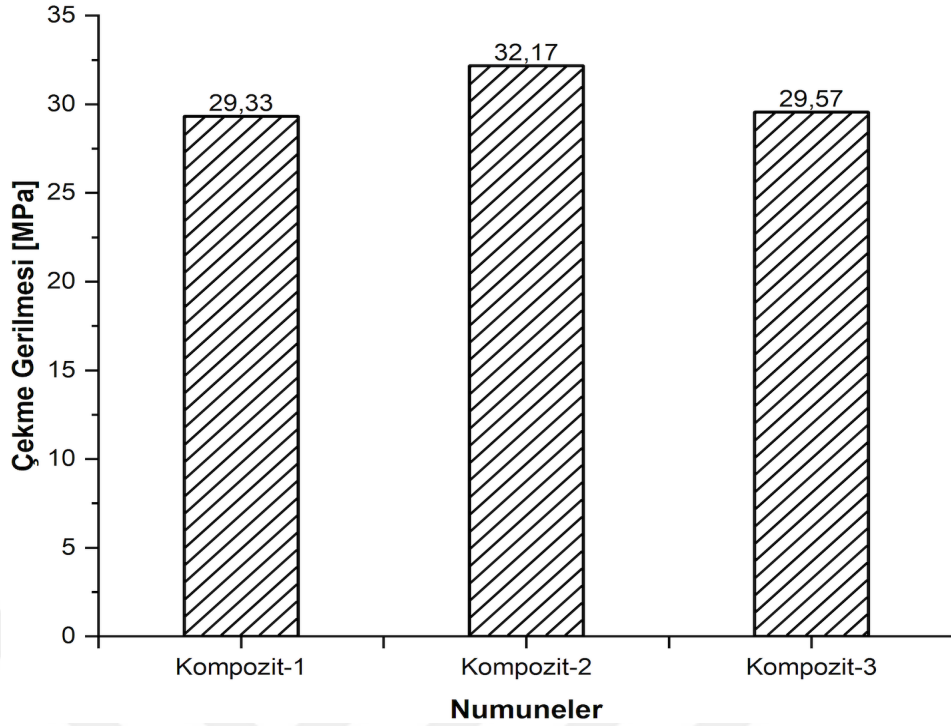
Şekil 5.19: Amalgam dolgu çekme gerilme değerleri.

5.2.5 Kompozit

Kompozit dolgunun basma deneyinde plaka yüklemesi sonucunda elde edilen maksimum kırılma kuvvetinin değerleri Çizelge 5.5’de verilmiştir. Plaka yüklemesi kompozit dolgu için hazırlanan üç adet numune için de uygulanarak sonuçlar elde edilmiştir. Partikül takviyeli dolguların yanı sıra mevcut kompozit dolgunun da teorik çekme gerilmesi, maksimum kırılma kuvveti kullanılarak hesaplanmıştır.

Çizelge 5.5: Kompozit dolgu plaka yükleme kuvvetleri.

Numuneler	Kompozit-1	Kompozit-2	Kompozit-3
Maksimum Kuvvet (N)	1105,4	1212,5	1114,2



Şekil 5.20: Kompozit dolgu çekme gerilme değerleri.

Şekil 5.20’de kompozit dolgunun denklem (1.3)’e göre teorik çekme gerilme değerleri hesaplanarak sütun grafiğinde gösterilmiştir. Plaka yüklemesi üç numune içinde hesaplanarak ortalama gerilme değeri alınıp kompozit dolgunun teorik gerilme değeri hesaplanmıştır. Numunelerin ortalama gerilme değeri alınarak kompozit dolgunun 30,35 MPa çekme gerilme değerine sahip olduğu tespit edilmiştir. Partikül takviyeli kompozit dolgular ile mevcut dolgu karşılaştırıldığında Antep fıstığı kabuğu tozunun çekme gerilme değerinde iyileştirme yapmadığı gözlemlenmiştir. Kompozit-Antep fıstığı kabuğu (KK) dolgusunun çekme gerilme değerinin mevcut çekme gerilme değerinden daha düşük olduğu, mevcut kompozit dolgunun çekme gerilme değerinin daha yüksek değere sahip olduğu tespit edilmiştir. Yapılan çalışmalar sonucunda Antep fıstığı kabuğu partikülünün kompozit dolguların mekanik özelliklerin biri olan çekme gerilme değerini iyileştirmek için uygun partikül olmadığı sonucuna varılmıştır.

5.3 Sertlik Deneyi Sonuçları

Amalgam ve kompozit dolgular ve bu dolgulara ilave edilen titanyum ve Antep fıstığı kabuğu partikülleri ile oluşturulan dolguların brinell sertlik deneyi yapılmıştır. Şekil 4.30’da gösterilen ölçülerde hazırlanan amalgam-titanyum (AT-3), amalgam-Antep fıstığı kabuğu (AK-3), kompozit-Antep fıstığı kabuğu (KK-3), amalgam ve kompozit dolguların beş kez

sertlik deneyleri tekrarlanarak Çizelge 5.6’da ölçümler ve bu ölçümlerin ortalaması gösterilmiştir.

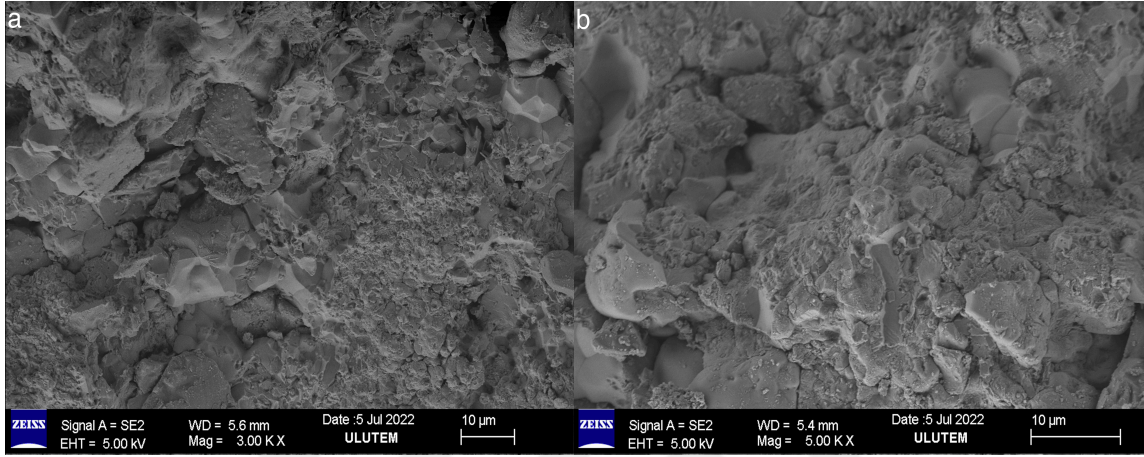
Çizelge 5.6: Brinell sertlik sonuçları.

Dolgu Adı	I	II	III	IV	V	Ortalama
Amalgam-Titanyum (AT-3)	93	89,2	92,4	91,6	94	92,04
Amalgam-Antep fıstığı (AK-3)	69,8	71,6	78,6	64,4	79,5	72,78
Kompozit-Antep fıstığı (KK-3)	66,3	65,4	66,7	65,2	64,7	65,66
Amalgam	95,7	93,7	94,8	96,2	95	95,08
Kompozit	91,9	90	89,1	92,7	93,6	91,46

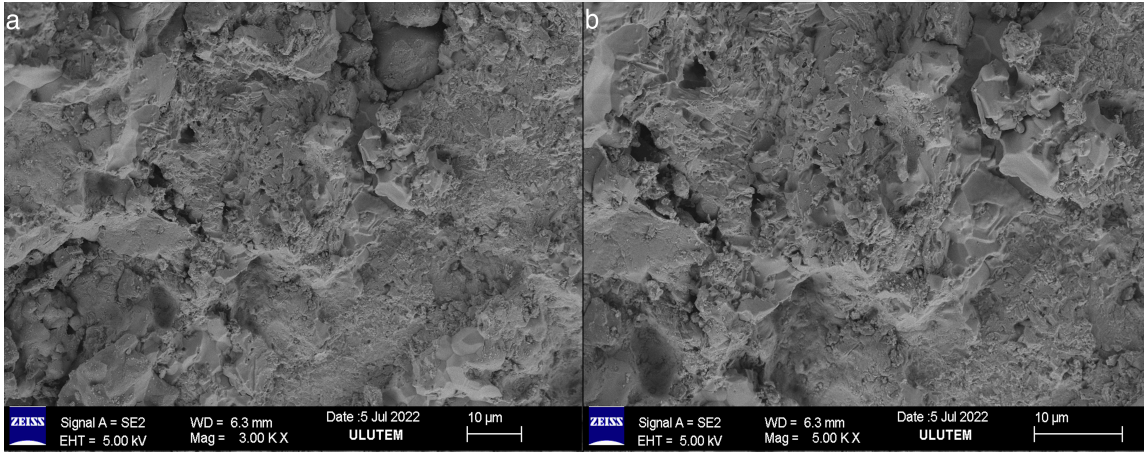
Amalgam ve kompozit dolgular içerisine ilave edilen titanyum ve Antep fıstığı kabuğu partiküllerinin ağırlıkça %15, %20 ve %25 oranlarından basma gerilmesinde en iyi sonuçlar veren %15 partikül oranlı AT-3, AK-3 ve KK-3 dolgularının sertlik deneyi yapılması uygun görülmüştür. Bunun yanı sıra mevcut amalgam ve kompozit dolgunun sertlik deneyi yapılarak sonuçların partiküllü dolgular ile karşılaştırma yapılmasına imkan sağlanmıştır. Çizelge 5.6’daki sonuçlar incelendiğinde partiküllü ilaveli dolgular içerisinde AT-3 dolgusunun 92,04 HB değerine AK-3 dolgusunun 72,78 HB ve KK-3 dolgusunun ise 65,66 HB sertlik değerlerine sahip olduğu sonucuna varılmıştır. Partikül ilaveli dolgular içerisinde de titanyum ilaveli AT-3 dolgusunun en yüksek sertlik değerine sahip olduğu tespit edilmiştir. Amalgam dolgu içerisine ilave edilen Antep fıstığı kabuğu partikülünün de titanyum takviyeli dolgudan daha düşük değerde sertlik değerine sahip olduğu gözlemlenmiştir. Mevcut dolguların partiküllü dolgular ile sertlik değerleri kıyaslandığında ise partikül takviyeli dolguların daha düşük değerde sertliğe sahip olduğu görülmüştür. Amalgam dolgunun 95,08 HB sertlik değerine, kompozit dolgunun ise 91,46 HB sertlik değerine sahip olduğu tespit edilmiştir. Antep fıstığı kabuğu ve titanyum partiküllerinin amalgam ve kompozit dolgunun mevcut mekanik özelliklerinden olan sertlik değerinde herhangi bir iyileştirme yapmadığı yapılan deney sonucunda elde edilmiştir.

5.4 SEM Görüntüleri Sonuçları

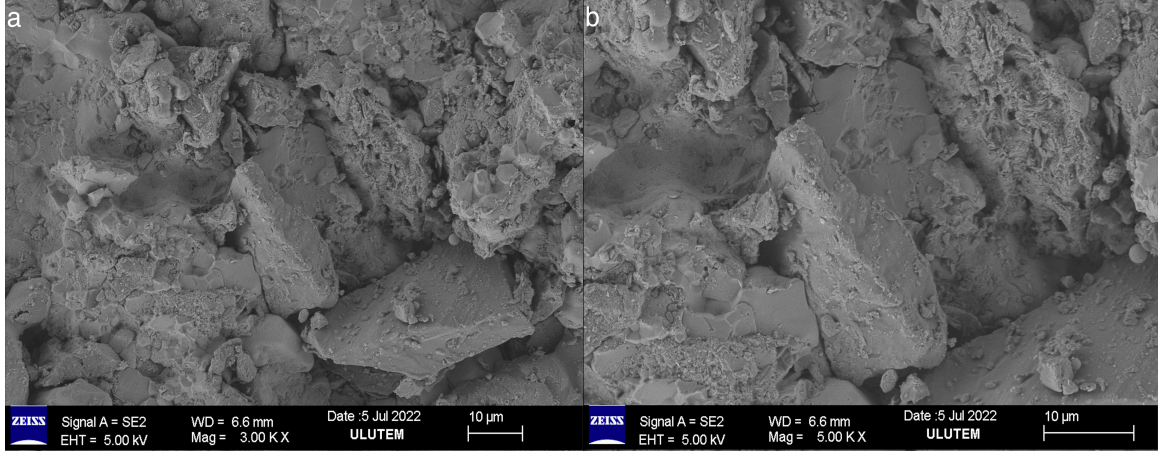
Mevcut amalgam ve kompozit dolguların yanı sıra Çizelge 4.5, 4.6 ve 2.7’de belirtilen oranlarda hazırlanan dolguların SEM analizi yapılarak mikro yapıları incelenmiştir. Dolgular üzerinden 3000X ve 5000X zomlar alınarak görüntüler şekillerde gösterilmiştir.



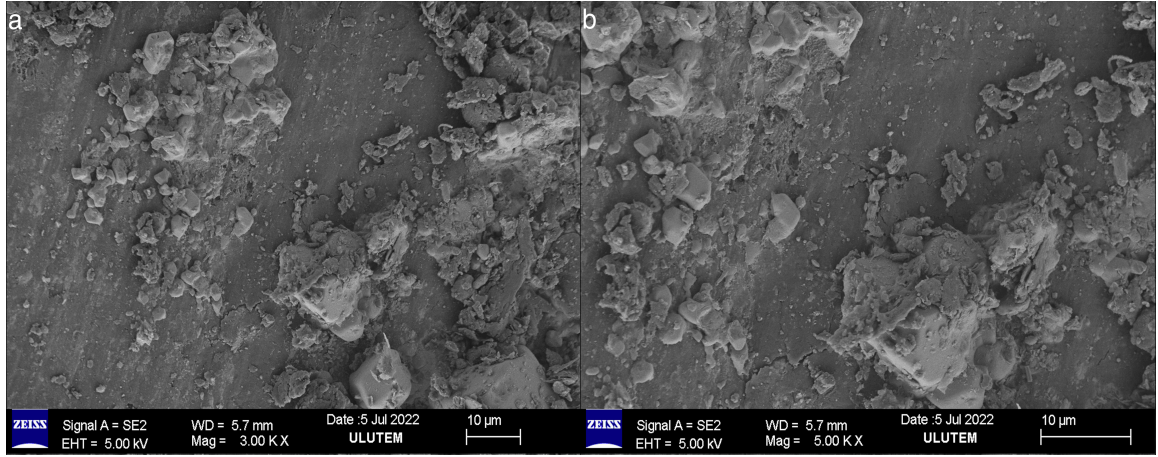
Şekil 5.21: AT-3'e ait SEM görüntüleri.



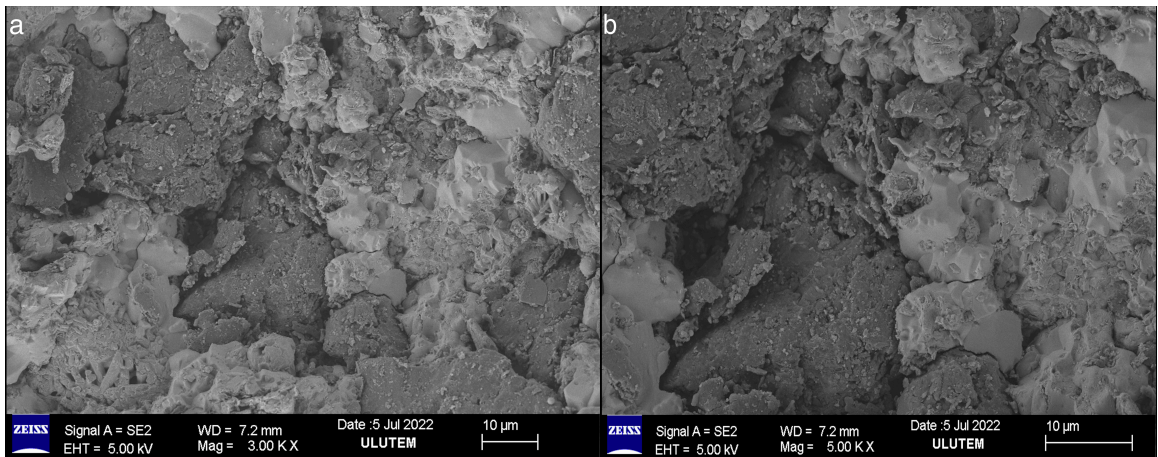
Şekil 5.22: AT-5'e ait SEM görüntüleri.



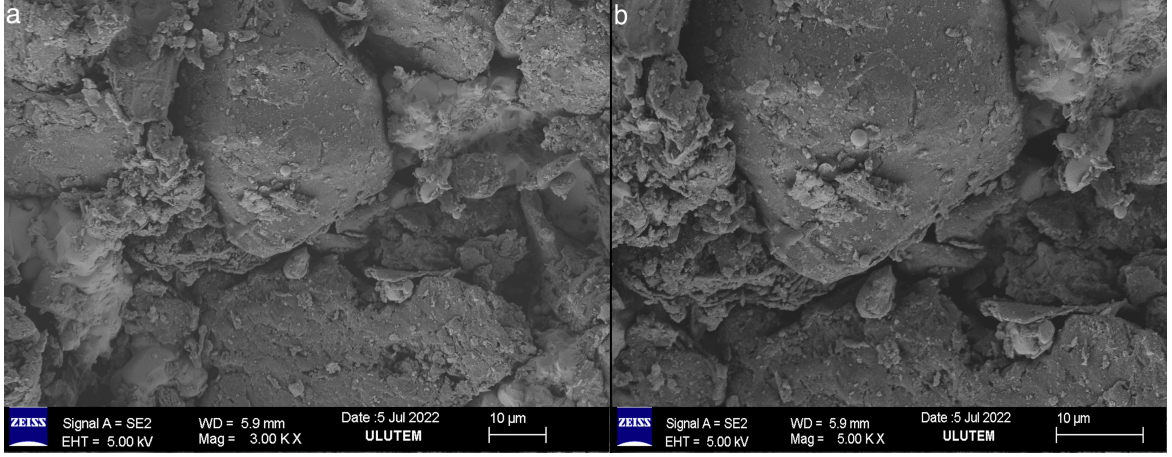
Şekil 5.23: AT-7'e ait SEM görüntüleri.



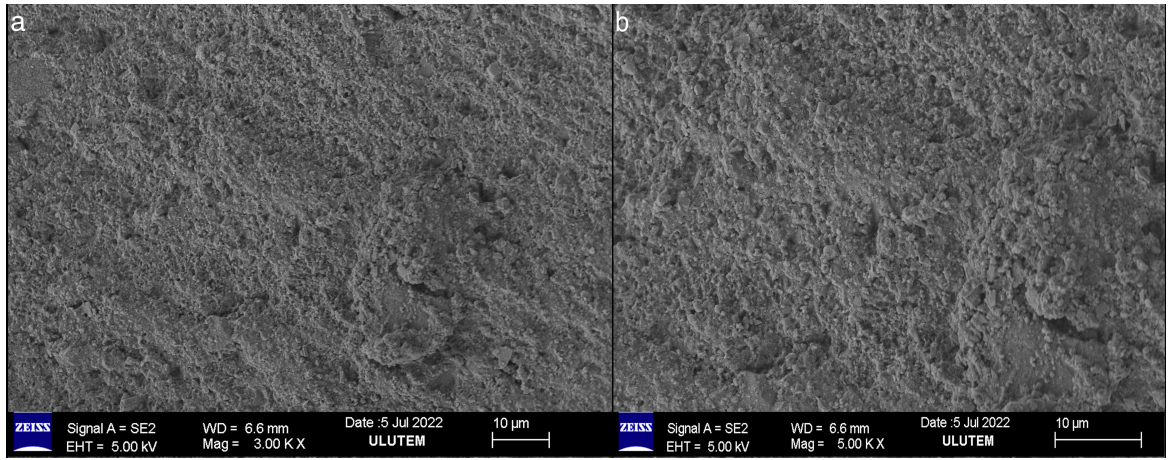
Şekil 5.24: AK-3'e ait SEM görüntüleri.



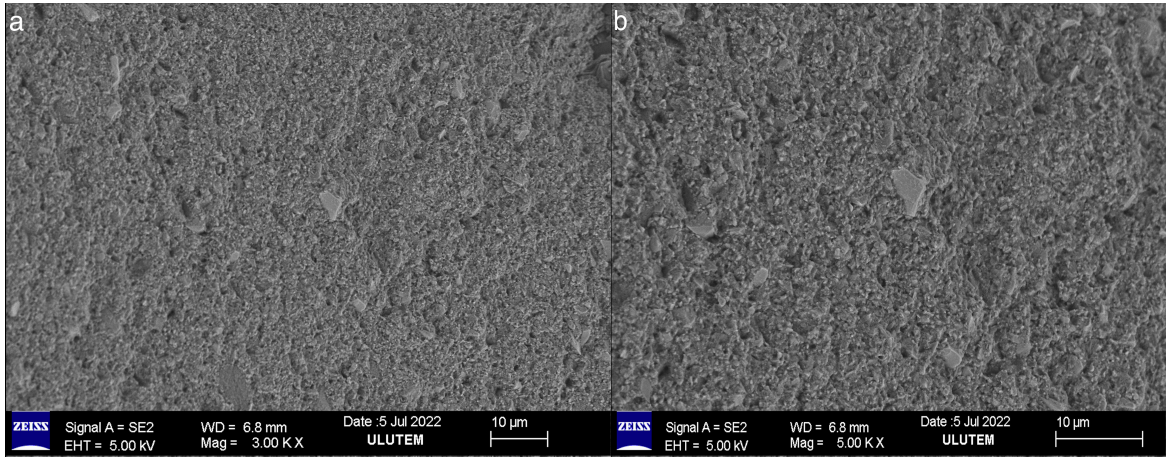
Şekil 5.25: AK-5'e ait SEM görüntüleri.



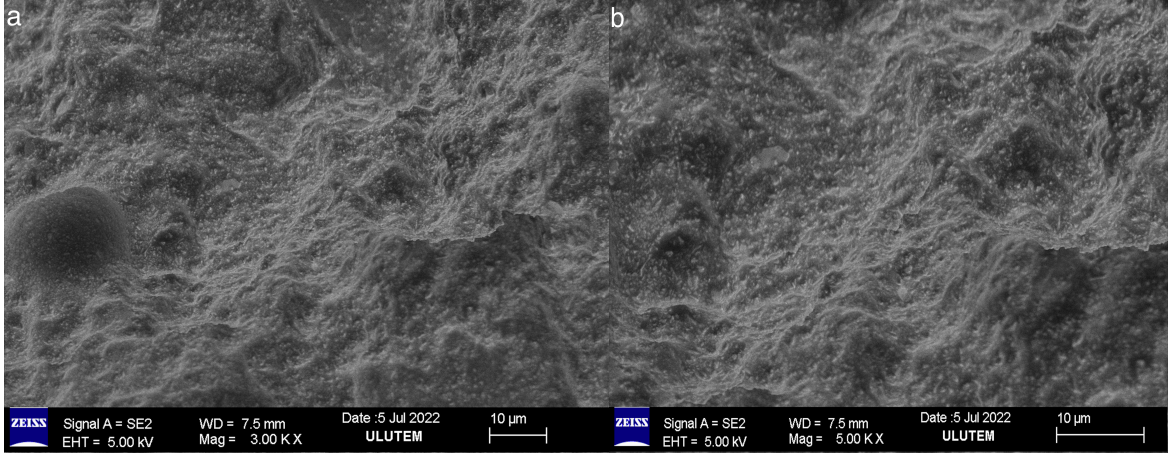
Şekil 5.26: AK-7'e ait SEM görüntüleri.



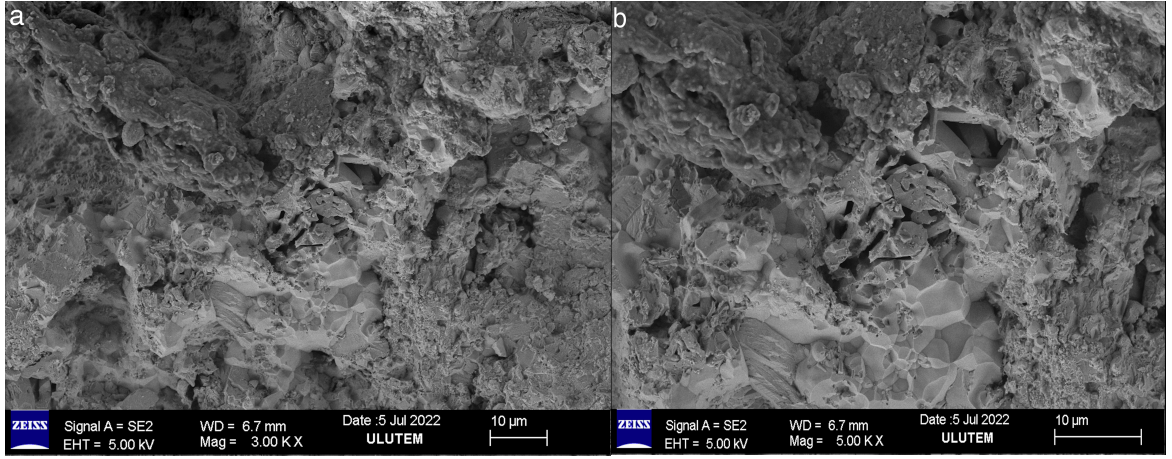
Şekil 5.27: KK-3'e ait SEM görüntüleri.



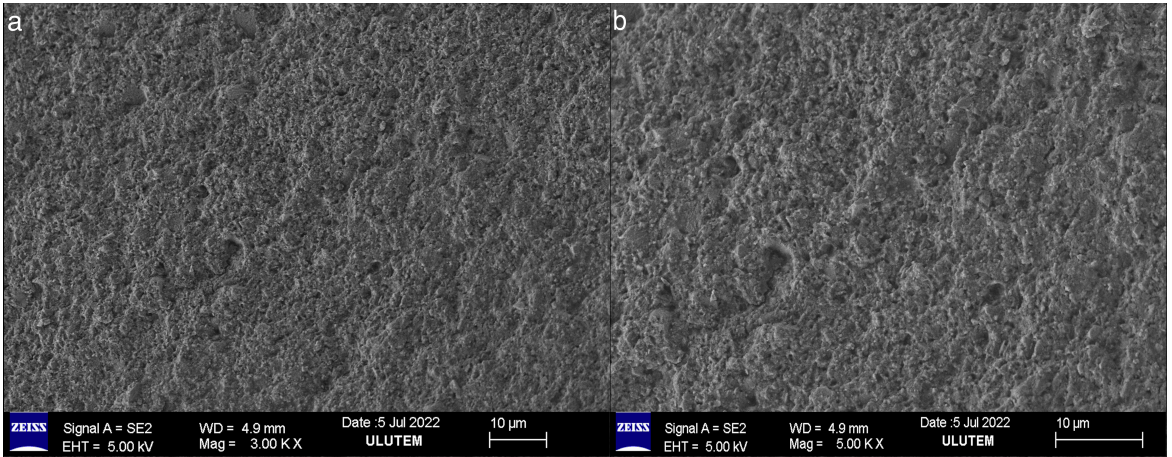
Şekil 5.28: KK-5'e ait SEM görüntüleri.



Şekil 5.29: KK-7'e ait SEM görüntüleri.



Şekil 5.30: Amalgam'a ait SEM görüntüleri.



Şekil 2.31: Kompozit'e ait SEM görüntüleri.

Amalgam-titanyum (AT), amalgam-Antep fıstığı kabuğu (AK), kompozit-Antep fıstığı kabuğu (KK), amalgam ve kompozit dolguların SEM analizi yapılarak morfolojik yapıları hakkında bilgiler elde edilmiştir. Mevcut dolgular içerisine farklı oranlarda ilave

edilen Antep fıstığı kabuğu ve titanyum partiküllerinin yapı içerisinde dağılımlarının heterojen bir yapıda olduğu tespit edilmiştir. Kompozit-Antep fıstığı kabuğu dolgusunun mevcut kompozit dolguya göre daha pürüzlü bir yapı oluşturduğu görülmüştür. Kompozit dolgunun yüzeyinin homojen dağılımda olduğu ve partiküllerinin eşit büyüklükte dağılımda olduğu gözlemlenmiştir. Amalgam dolgu içerisine ilave edilen titanyum ve Antep fıstığı kabuğunun dolgu içerisinde homojen bir yapıda dağılmadığı tespit edilmiştir. Amalgam dolguyu oluşturan civa ve toz partiküllerinin dağılımlarının net olarak görülmüştür. Dolgu içerisinde civanın tutunduğu metal partiküllerinin bölgesel olarak yoğunluğunun değiştiği tespit edilmiştir. Amalgam-titanyum (AT) dolgusunun, amalgam-Antep fıstığı kabuğu (AK) dolgusuna göre daha homojen yapıda olduğu görülmektedir. Amalgam-Antep fıstığı kabuğu (AK) dolgularının farklı büyüklükte tanecik yapılar ile oluşum göstererek dolgu içerisinde farklı bölgelerde biriktiği gözlemlenmiştir. Amalgam-titanyum (AT) dolgularında ise titanyum partikülünün civa ve diğer metaller ile daha iyi tutunarak benzer büyüklükte partiküller oluşturduğu tespit edilmiştir.

6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Tez çalışmamızda dental uygulamalarda yaygın olarak kullanılan amalgam ve kompozit dolgular içerisine ilave edilen iki farklı nanopartikül malzemeninin mevcut dolguların mekanik özelliklerine etkileri incelenmiştir. Çalışmada destekleyici partiküller olarak titanyum ve Antep fıstığı kabuğu tozu belirlenerek dolgular içerisine üç farklı oranda ilave edilerek yeni numune dolgular elde edilmiştir. Amalgam ve kompozit dolgular içerisine numune ağırlığına %15, %20 ve %25 oranlarında titanyum ve Antep fıstığı kabuğu tozu eklenmiştir. Mevcut amalgam ve kompozit dolgular içerisine ilave edilen partiküller ile hazırlanan yeni dolguların her biri için üçer adet numuneler hazırlanarak sonuçlar elde edilmiştir. Elde edilen numuneler için iki farklı yönde basma yüklemesi yapılarak basma gerilme ve teorik çekme gerilme değerleri elde edilmiştir. Yükleme yönü olarak silindir numunenin dik alanı ve yanal alanı olmak üzere iki yönde basma yüklemesi uygulanmıştır. Numunelerin dik yüzeyleri referans alınarak yapılan basma deneyi sonucunda, dolguların kuvvet-şekil değişimi grafikleri ve basma gerilmesi değerleri elde edilmiş olup sonuçlar grafiksel olarak gösterilmiştir. Numunelerin yanal yüzeyleri referans alınarak yapılan plaka yüklemesinde ise, maksimum kırılma kuvveti deney sonucunda elde edilmiştir. Dolguların basma deneyi sonucunda elde edilen maksimum kırılma kuvvetleri denklem (1.3)'de yerine yazılarak numunelerin çekme gerilme değerleri hesaplanmış ve sütun grafikleri ile gösterilmiştir. Partikül takviyeli hazırlanan numunelerin yanı sıra mevcut amalgam ve kompozit dolgular içinde numuneler hazırlanıp basma ve teorik çekme gerilme değerleri hesaplanmıştır. Nanopartikül takviyeli dolgularda belirtilen oranlarda en iyi sonuçlar veren dolguların ve mevcut amalgam-kompozit dolgularının brinell sertlik ölçümü yapılmıştır. Bunun yanı sıra partikül takviyeli dolgular ve mevcut amalgam-kompozit dolguların SEM görüntüleri alınarak dolguların morfolojik yapıları incelenmiştir. Elde edilen sonuçlar karşılaştırılarak titanyum ve Antep fıstığı partiküllerinin amalgam-kompozit dolguların mekanik özelliklerine etkileri incelenmiştir. Antep fıstığı-titanyum partiküllerinin ve oranlarının hangi dental dolguda daha iyi sonuç verdiği yapılan deneyler sonucunda kararlaştırılmıştır. Sonuçlar aşağıda maddeler halinde yazılarak karşılaştırılmış ve önerilerde bulunulmuştur.

- Amalgam dolgu içerisine ağırlıkça %15 oranında katılan titanyum partikülleri ile oluşturulan AT3 dolgusunun 1170,87 N maksimum basma kuvvetine sahip olduğu tespit edilmiştir. Bu dolgunun maksimum basma kuvvetinden sonra kırılmaya uğradığı gözlemlenmiştir. Yine aynı orana sahip AT3 dolgusunun basma deneyi sonucunda 93,18 MPa basma gerilmesi değerine sahip olduğu tespit edilmiştir. Yine bu dolgunun teorik çekme gerilmesinin ise 13,55 MPa değerinde olduğu plaka yüklemesi sonucunda hesaplanmıştır.
- Ağırlıkça %20 titanyum partikülleri ilave edilerek elde edilen amalgam-titanyum AT5 dolgusunun ortalama 931,36 N maksimum basma kuvvetine sahip olduğu ve bu yüklemeden sonra dolgunun kırılmaya maruz kaldığı gözlemlenmiştir. Deney sonucunda AT5 dolgusunun 74,11 MPa basma gerilmesine ve 11,30 MPa teorik çekme gerilmesine sahip olduğu tespit edilmiştir.
- Titanyum takviyeli son dolgu olan ve ağırlıkça %25 partikül içeren AT7 dolgusunun 573,02 N maksimum basma kuvvetine sahip olduğu gözlemlenmiştir. Basma gerilmesi incelendiğinde ise 45,60 MPa gerilme değerine ve 8,82 MPa ise teorik çekme gerilmesine sahip olduğu tespit edilmiştir.
- Üç farklı oranda titanyum partikül takviyeli dolguların basma gerilme ve maksimum basma kuvvetleri incelendiğinde, dolgu içerisine ilave edilen partikül miktarı arttıkça dolguların basma ve teorik çekme gerilme değerlerinin azaldığı gözlemlenmiştir. Yine aynı şekilde dolgu içerisindeki titanyum miktarı arttıkça maksimum kırılma kuvvetlerinin düştüğü tespit edilmiştir.
- Amalgam dolgu içerisine takviye edilen diğer bir partikül olan Antep fıstığı kabuğu tozunun ağırlıkça %15 ilave edilerek elde edilen yeni AK3 dolgusunun 552,75 N maksimum basma kuvvetine ve 43,99 MPa basma gerilmesine sahip olduğu tespit edilmiştir. AK3 dolgusunun teorik çekme gerilme değeri incelendiğinde 10,79 MPa gerilme değerine sahip olduğu gözlemlenmiştir.
- Ağırlıkça %20 Antep fıstığı kabuğu tozu takviye edilerek elde edilen AK5 dolgusunun 347,24 N maksimum basma kuvvetine ve 27,63 MPa basma gerilmesi değerine sahip olduğu gözlemlenmiştir. Aynı zamanda AK5 dolgusunun 7,33 MPa teorik çekme gerilmesine sahip olduğu tespit edilmiştir. Dolgunun maksimum basma kuvveti olan 347,24 N'dan sonra kırılmaya uğradığı tespit edilmiştir.

- Antep fıstığı kabuğu partikülünün son dolgusu olan ağırlıkça %25 takviyeli AK7 dolgusunun 178,73 N maksimum basma kuvvetine sahip olduğu ve 14,22 MPa basma gerilmesi değerine sahip olduğu tespit edilmiştir. Antep fıstığı partikülünün son numunesi olan AK7 dolgusunun 3,29 MPa teorik çekme gerilmesine sahip olduğu gözlemlenmiştir.
- Antep fıstığı kabuğu partiküllerinin amalgam dolgu içerisinde ağırlıkça miktarları arttıkça, dolgunun basma gerilme ve maksimum basma kuvvetlerinin azaldığı deney sonucunda tespit edilmiştir. Aynı şekilde partikül miktarının dolgu içerisindeki ağırlıkça miktarı arttıkça teorik çekme gerilmesinin azaldığı gözlemlenmiştir.
- Kompozit dolgu içerisine ilave edilen üç farklı orandaki Antep fıstığı kabuğu tozunun basma gerilmesi ve maksimum basma kuvveti incelendiğinde, ağırlıkça %15’inde KK3 dolgusunun 234,48 N basma kuvvetine ve 18,65 MPa basma gerilmesine sahip olduğu tespit edilmiştir. Teorik çekme gerilmesi incelendiğinde ise 4,60 MPa gerilme değerine sahip olduğu gözlemlenmiştir.
- Ağırlıkça %20 oranında partikül destekli KK5 dolgusunun 118,66 N maksimum basma kuvvetine ve 9,33 MPa basma gerilmesine sahip olduğu görülmüştür. Aynı oranda partiküle sahip bu dolgunun 2,25 MPa teorik çekme gerilme değerine sahip olduğu tespit edilmiştir.
- Kompozit-Antep fıstığı kabuğu dolgusunun %25 partikül takviyeli KK7 dolgusunun 85,45 N maksimum basma kuvvetine ve 9,33 MPa basma gerilmesine sahip olduğu basma deneyi sonucunda elde edilmiştir. KK7 dolgusunun teorik çekme gerilmesi incelendiğinde ise 1,77 MPa gerilme değerine sahip olduğu tespit edilmiştir.
- Antep fıstığı kabuğu partiküllerinin kompozit dolgu içerisindeki ağırlıkça oranı arttıkça dolgunun basma gerilmesi ve maksimum basma kuvvetinin azaldığı tespit edilmiştir. Aynı şekilde dolgunun içerisine takviye edilen partikülün miktarı arttıkça teorik çekme gerilme değerlerinde azalmaların meydana geldiği deney sonucunda tespit edilmiştir.
- Partikül takviyeli dolgularının yanı sıra mevcut amalgam dolgunun da basma deneyi yapılarak maksimum basma kuvveti ve basma gerilmesi değeri elde edilmiştir. Deney sonucunda amalgam dolgunun 3055,30 N maksimum basma kuvvetine ve 243,25 MPa basma gerilmesine sahip olduğu tespit edilmiştir. Amalgam dolgunun hesaplanan teorik çekme gerilmesi değerinin ise 47,22 MPa olduğu tespit edilmiştir.

- Aynı şekilde kompozit dolgunun mevcut partikül ilavesiz numuneleri hazırlanarak basma deneyi yapılmıştır. Deney sonucunda kompozit dolgunun 2769,96 N maksimum basma kuvvetine ve 189,65 MPa basma gerilmesine sahip olduğu deney sonucunda elde edilmiştir. Mevcut kompozit dolgunun teorik çekme gerilmesi değeri hesaplandığından ise 30,36 MPa değerine sahip olduğu tespit edilmiştir.
- Dolguların sertlik sonuçları karşılaştırıldığında ise amalgam-titanyum (AT-3) dolgusunun 92,04 HB değerine, amalgam-Antep fıstığı (AK-3) dolgusunun 72,78 HB değerine ve kompozit-Antep fıstığı (KK) dolgusunun ise 65,66 HB değerine sahip olduğu tespit edilmiştir.
- Takviyeli dolgular içerisinde en yüksek sertlik değerine sahip olan dolgunun amalgam-titanyum (AT-3) dolgu olduğu ve aynı dolgu ile takviyeli olan Antep fıstığı kabuğu partikülünün AT-3 dolgusundan daha düşük değerde olduğu tespit edilmiştir.
- Mevcut amalgam dolgunun ise sertlik değerinin 95,08 HB değerinde, kompozit dolgunun ise 91,46 HB sertlik değerine sahip olduğu sertlik deneyi sonucunda elde edilmiştir.
- Mevcut amalgam dolgu ve nanopartikül takviyeli amalgam dolguların mekanik özelliklerinden basma gerilmesi, teorik çekme gerilme ve sertlik değerleri incelendiğinde, titanyum tozunun amalgam dolgunun mevcut özelliklerini geliştirmediği tespit edilmiştir. Titanyum partiküllerinin dolgu içerisindeki oranlarında en iyi sonuç veren amalgam-titanyum (AT3) dolgusunun mevcut amalgam dolgudan daha düşük maksimum basma kuvvetine, basma gerilmesine ve teorik çekme gerilmesine sahip olduğu basma deneyi sonucunda elde edilmiştir.
- Amalgam dolgu içerisinde bulunan civanın titanyum tozu ile yeterince aktive olmadığı ve partiküllerin dolgu içerisinde birikmeler yaptığı gözlemlenmiştir. Dolgu içerisindeki meydana gelen titanyum birikmeleri, dolgunun basma yüklemesinde zayıf kalmasına sebep olduğu öne sürülmüştür.
- Titanyum partiküllerinin amalgam dolgu içerisinde mekanik özelliklerini artırıcı yönde sonuçlar vermediği için amalgam dolgu içerisinde kullanılması uygun görülmediği sonucuna varılmıştır.
- Antep fıstığı kabuğu partikülleri ilave edilerek elde edilen diğer bir dolgu olan amalgam-Antep fıstığı kabuğu (AK) dolgusunun mevcut amalgam dolgunun mekanik özelliklerinden daha iyi sonuç vermediği gözlemlenmiştir. AK dolgusunun en iyi sonuç

veren AK3 dolgusunun amalgam dolgudan daha düşük basma gerilme, teorik çekme gerilmesi, maksimum basma gerilmesi ve sertlik değerine sahip olduğu tespit edilmiştir.

- Antep fıstığı kabuğu tozunun amalgam dolgunun mevcut mekanik özelliklerini geliştirmede için bu dolgu içerisinde kullanılması dolgunun zayıflamasına neden olduğu tespit edilmiştir. Bu partikülün dolgu içerisinde kullanılmasının uygun görülmediği sonucuna varılmıştır.
- Antep fıstığı kabuğu partikülleri ile elde edilen (KK) dolgusunun basma gerilmesi, teorik çekme gerilmesi ve maksimum basma kuvvetlerinin mevcut kompozit dolgudan daha düşük değerlere sahip olduğu tespit edilmiştir. Antep fıstığı kabuğu partiküllü dolgunun daha düşük mekanik özelliklere sahip olduğu görülmüştür.
- Dolgu içerisine takviye edilen Antep fıstığı kabuğu partiküllerinin dolgunun ışın ile sertleşmesini engellediği gözlemlenmiştir. Partiküllerin dolgunun iç ve orta alanlarına ışığın geçmesini engellediği ve bu yüzden sertleşmeyi engellediği sonucuna varılmıştır.
- Antep fıstığı kabuğu partiküllerinin kompozit dolgunun mevcut mekanik özelliklerini zayıflattığı için dolgu içerisinde kullanılmasının uygun görülmediği sonucuna varılmıştır.
- Titanyum ve Antep fıstığı kabuğu amalgam dolgu içerisinde aynı oranlarda katılmasına rağmen farklı mekanik sonuçlar göstermiştir.
- Titanyum tozunun amalgam dolgu içerisinde Antep fıstığı kabuğu tozuna göre daha iyi basma gerilmesi, teorik çekme gerilmesi ve sertlik sonuçları vermiştir.
- Amalgam dolgularda titanyum partiküllerinin, Antep fıstığı kabuğuna göre daha iyi mekanik özellikleri iyileştirici yönünün olduğu tespit edilmiştir.

KAYNAKLAR

- Al-Deen, H. J., Hobi, A., & Tuma, M. S.** (2015). Improvement of dental amalgam properties by increasing copper content. *International Journal of Scientific & Engineering Research*, 5-12.
- Al-Obaidi, A. J., Ahmed, S. J. & Abbas, A. T.** (2020). Investigation the mechanical properties of epoxy polymer by adding natural materials. *Journal of Engineering Science and Technology*, 15(4), 2544-2558.
- Alsaadi, M., Erkliğ , A., & Albu-khaleefah, K.** (2018). Effectof pistachio shell particle content on the mechanical properties of polymer composite. *Arabian Journal for Science and Engineering*, 43(9), 4689-4696.
- Altikatoglu, M., & Basaran , Y.** (2011). Additive effect of dextrans on the stability of horseradish peroxidase. *Protein Journal*, 30;84-90.
- Altikatoglu, M., & Elalmis, Y. B.** (2012). Protective Effect of Dextrans on Glucose Exidase Denaturation and Inactivation. *Artificial Cells Blood Substitutes and Biotechnology*, 40(4); 261-265.
- Altikatoglu, M., Basaran, Y., Arioiz, C., Ogan, A., & Kuzu, H.** (2010). Glucose oxidase - dextran conjugates with enhanced stabilities against temperature and pH. *Applied Biochemistry and Biotechnology*, 160; 2187-2197.
- Altun, C.** (2005). Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47: 77-82.
- Anadolu Ajansı.** (2021). Anadolu Ajansı: <https://www.aa.com.tr/tr/saglik/her-100-kisiden-90inda-curuk-dis-var/1317272> adresinden alındı
- Ankara Dişhekimleri Odası.** (2020). *20.Yüzyıl Öncesi diş Hekimliği Tarihçesi*. Ankara Dişhekimleri Odası: <https://www.ado.org.tr/odamiz/tarihce/20-yuzyil-oncesi-dis-hekimligi-tarihcesi> adresinden alındı
- Arısı, H. D., Bala , O., & Uğar, D.** (2004). Retrograd dolgu maddesi olarak kullanılan poliasit modifiye kompozit rezinlerin periapikal iyileşme üzerine etkilerinin kısa ve uzun dönemde değerlendirilmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 21(3): 173-179.
- Aslan, A., & Usul, S. K.** (2021). Dental uygulamalar için yeni nesil fonksiyonel nanokompozitlerin hazırlanması ve karakterizasyonu. *İnönü Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Dergisi*, 9(3): 1027-1043.
- Balasundar , P., Narayanasamy, P., Senthil , S., Abdullah Al-Dhabi, N., & Prithvirajan Blat, K.** (2019). Physico-chemical study of pistachio (*Pistacia vera*) nutshellll particles as a bio-filler for eco-friendly composites. *Materials Research Express*, 6:10, 105339.
- Baroudi, K., Silikas, N., & Watts, D. C.** (2007). Time-dependent visco-elastic creep and recovery of flowable composites. *European journal of oral sciences*, 115: 517-521.
- Bayırlı, G. S., & Şirin, Ş.** (1982). *Konservatif diş tedavisi*. İstanbul: Dünya Tıp Kitapevi.
- Brothwell, D.** (1959). Teeth in Earlier Human Populations. *Proceedings Nutrition Society*, 59-65.
- Cangul, S., & Adiguzel, O.** (2017). The latest developmnets related to composite resins. *International Dental Research*, 7: 32-41.
- Chen, M. H.** (2010). Update on dental nanocomposites. *Journal of dental research* , 19: 549-560.
- Craig, R. G., & Powers, J. M.** (2002). *Restorative Dental Materials*. Michigan: Mosby.
- Çeğil, Ö., & Şen, Ş.** (2014). TiN kaplı AISI D2 çeliğinin korozyon davranışı. *Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen ve Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 287-289.

- Çetin, M. Ş., Demirel , A. S., Toprakçı, O., & Karahan Toprakçı, H. A.** (2022). Karbonize edilmiş Antep fıstığı kabuk atıklarından iletken, esnek polimer kompozit üretimi ve karakterizasyonu. *Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi*, (37:2) 711-722.
- Çetin, M. Ş., Demirel, A. S., Toprakçı, O., & Toprakçı, H. A.** (2022). Karbonize edilmiş Antep fıstığı kabuk atıklarından iletken, esnek polimer kompozit üretimi ve karakterizasyonu. *Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi*, 711-722.
- Çoban, A., Öztaş Akfırat, S., & Çoban, O.** (2022). Antep fıstığının ekonomik değeri ve üretim sorunları. *Eurasian Conference on Language & Social Sciences*, (s. 374-356). Daugavpils, Latvia.
- Dere, M. A.** (2019). *Toz metalurjisi ile demir bazlı matrisli TiB2 takviyeli kompozitlerin üretimi ve karakterizasyonu* (Yüksek lisans tezi). Antalya.
- Dodes, J. E.** (2001). The amalgam controversy. *The Journal of The American Dental Association*, 348-356.
- Elalmış , Y.** (2015). *Dental kompozitlerde pirinç kabuğu külünden üretilen silika tozlarının kullanılması* (Doktora tezi). İstanbul.
- Emsley, J.** (2002). *Nature's building blocks : an A-Z guide to the elements*. Oxford ; New York: Oxford University Press.
- FAO.** (2002). *Food and Agriculture Organization of the United Nations*. Crops and livestock products: <https://www.fao.org/faostat/en/#data/QCL> adresinden alındı
- Fejerskov, O., Nyvad, B., & Kidd, E.** (2008). *Dental Caries The Disease and Its Clinical Management* . Wiley Blackwell.
- Ferracane, J.** (1995). Current trends in dental composites. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* , 6:302-318.
- Ferracane, J. L.** (2011). Resin composite- state of the art . *Dental Materials*, 27: 29-38.
- Ferracane, J. L., & Greener, E. H.** (1986). The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *Journal of Biomedical Materials Research*, 20: 121-131.
- G. Woodruff, L., M. Bedinger, G., & M.Piatak, N.** (2017). *Critical mineral resources of the United States- Economic and environmental geology and prospects for future supply*. United States: U.S Geological Survey.
- García , A. H., Lozano, M. A., Vila, J. C., Escribano, A. B., & Galve, P. F.** (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 11(2):E215-20.
- Geurtsen, W.** (1998). Substances release fram dental resin composites and glass ionomer cements. *European journal of oral sciences*, 106: 687-695.
- Ghazi, I., Salih, S., Oleiwi, J., & Mutar, M.** (2021). Evaluation of diametral tensile and compressive strengths of different types of nanocomposites for dental applications. *Materials Today*, 49:2641–2647.
- Gürbüz, M., & Mutuk , T.** (2019). Karbo esaslı malzeme takviyeli titanyum kompozitler ve grafen üzerine yeni eğilimler. *Mühendis ve Makine*, 101-118.
- Güven, Ş. Y.** (2010). Ortopedik materyallerin biyouyumlulukları ve mekanik özelliklere göre seçimi. *Ulusal Tasarım İmalat ve Analiz Kongresi*, (s. 175-181). Balıkesir.
- Hamouda, I. M., & Toras, F.** (2017). Effect of nano filler on microhardness, diametral tensile strength and compressive strength of nano-filled glass. *International Journal of Dentistry and Oral Science*, 4(2):413-417.
- Hanson, M., & Pleva, J.** (1991). The Dental Amalgam Issue. A Review. *Experientia*, 47:9-22.
- Heintze, S., Zellweger, G., & Zappini, G.** (2007). The relationship between physical parameters and wear of dental composites. *Wear*, 263: 1138-1146.

- Hickel, R., Brühaver, K., & Ilie, N.** (2013). Repair of restorations - criteria for decision making and clinical recommendations. *Dental Materials*, 25-50.
- Hosseinalipour, M., Javadpour, J., Rezaie H, Dadra , T., & Hayati , A. N.** (2010). Investigation of mechanical properties of experimental bis- GMA/TEGDMA dental composite resins containin various mass fractions of silica nanoparticles. *Journal of Prosthodontics*, 19: 112-117.
- Ikemura, K., & Endo , T.** (2010). A review of the development of radical photopolymerization initiators used for designing light-curing dental adhesives and resin composites. *Dental Materials Journal*, 29: 481-501.
- ITA.** (2011). *International Titanium Association*. <https://www.mta.gov.tr/v3.0/sayfalar/bilgi-merkezi/maden-serisi/img/Titanyum.pdf> adresinden alındı
- Junior, S. A., Ferracane, J. L., & Della Bona, A.** (2008). Flexural strength and weibull analysis of a microhybrid and a nanofill composite evaluated by 3- and 4-point bending tests. *Dental Materials*, 24: 426-431.
- Kaya , M., Yolun, A., Çakmak, Ö., Yakupoğlu, F., Elibol, E., Köm, M., & Güvenç, M.** (2018). Biyomedikal uygulamalar için titanyum esaslı gözenekli TiNb alaşımının üretimi. *Nevşehir Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 7(1); 49-59.
- Kenar, A.** (2022). *Lazer kaynağı ile birleştirilmiş titanyum alaşımlarının farklı ısı işlemler sonucunda mekanik özelliklerinin incelenmesi* (Yüksek lisans tezi). Uludağ Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Bursa.
- Konyar, H.** (2016, Mayıs 2). *Şehir hayatında sağlıklı kalabilmek*. Estetik Diş Hekimliği Beylikdüzü-Bizimkent: <https://hakankonyar.com/2016/05/02/agizdaki-gizli-tehlike-amalgam-dolgular/> adresinden alındı
- Krebs, R. E.** (2006). *The History and Use of Our Earth's Chemical Elements: A Reference Guide (2nd edition)*. Westport, Conn: Greenwood Press.
- Kurşun, E. Ş.** (2012). *Diş hekimliğinde kullanılan görüntüleme yöntemlerinin amalgam civa salınımı üzerine etkilerinin değerlendirilmesi* (Doktora Tezi).Ankara.
- Liu, F., Sun, B., Jiang, X., Aldeyab, S., Zhang, Q., & Zhu, M.** (2014). Mechanical properties of dental resin/composite containing urchin-like hydroxyapatite. *Dental Materials*, 1358-1369.
- Lizymol, P. P., & Krishnan, V. K.** (2008). A comparison of efficiency of two photoinitiators for polymerization of light-cure dental composite reins. *Journal of Applied Polymer Science*, 107:3337-3342.
- Ma'an, M. N., & Abdul-Haq, A. A.** (2005). Long-term water sorption of three resin-based restorative materials. *Interface*, 3:22.
- Masouras, Silikas , K., & Watts , D.** (2008). Correlation of filler content and elastic properties of resin-composites. *Dental Materials*, 24: 932-939.
- Mohsen, N., & Craig , R.** (1995). Effect of silanation of fillers on their dispersability by monomer systems . *Journal of Oral Rehabilitation*, 25: 213-221.
- Mohsen, N., & Craig, R.** (1995). Hydrolytic stability of silanated zirconia-silica-urethane dimethacrylate composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 22: 213-220.
- Nakamura, K., Lida, T., Nakamura, N., & Araiike, T.** (2017). Titanium sponge production method by kroll process at OTC. *Materials Transactions*, 58(3), 319-321.
- Nishiyama, Ishizaki, N., Horie, T., Tomari, K., & Someya, M.** (1991). Novel polyfunctional silanes for improved hydrolytic stability at the polymer-silica interface. *Journal of Biomedical Materials Research*, 25: 213-221.
- Oruç, Ş.** (2013, Mart). *Antep fistiği sektör etüdü*. Antepfistigi-sektor-etudu-saban-oruc-dos-ticaret-subesi adresinden alındı

- Osborne, J. W.** (2001). Mercury, Its Impact on the Environment and Its Biocompatibility. *Operative Dentistry Supplement*, 87-103.
- Önal, B.** (2001). *Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi*. İzmir: Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları.
- Özdabak, H. N.** (2006). *Amalgam Dolguların Plazma ve Tükürük Civa Konsantrasyonları ve Bazı Antioksidan Seviyeleri Üzerine Etkileri* (Doktora Tezi). Atatürk Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Erzurum
- Özgürlük, Y.** (2021). *Sertlik deney föyü*. Bartın: Bartın Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü.
- Özmen, B.** (2021). Yeni bir restoratif materyal "Cention N". *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, 3(1): 84-90.
- Payda, E., Savrunlu, Z., Savrunlu, M., & Denek, N.** (2019). Mısır silajına farklı oranlarda antep fıstığı (*Pistacia vera* L.) dış kabuğu ilavesinin silaj kalitesi ve in vitro metan gazı oluşumu üzerine etkisinin araştırılması. *Erciyes Üniversitesi Veteriner Fakültesi Dergisi*, 16(1), 16-22.
- Roberson, T. M., Heymann, H. O., & Swift, E. J.** (2006). *Art and Science of Operative Dentistry*. Missouri: Mosby Co.
- Rodrigues, S. A., Scherrer, S. A., Ferracane, S. S., & Della Bona, A.** (2008). Microstructural characterization and fracture behavior of a microhybrid and a nanofill composite. *Dental Materials*, 24: 426-431.
- Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M.** (2012). Craig's restorative dental materials. *Elsevier Health Sciences*.
- Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M.** (2012). Craig's restorative dental materials. *Elsevier Health Sciences*.
- Santerre, J. P., Shajii, L., & Leung, B. W.** (2001). Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 12:136-151.
- Santerre, J., Shajii, L., & Leung, B.** (2001). Relation of dental composite formulaation to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived product. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 12: 136-151.
- Say, F., & Bülbül, A. M.** (2012). Pediatrik ön kol çift kırıklarında titanyum elastik çivi sonuçları. *Journal of Experimental and Clinical Medicine*, 29; 127-130.
- Schneider, Cavalcante, L. F., Consani, L. M., & Ferracane, J. L.** (2009). Effect of co-initiator ratio on the polymer properties of experimental resin composites formulated with camphorquinone and phenly-propanedione . *Dental Materials*, 25: 369-375.
- Schneider, Cavalcante, L. M., & Silikas, N.** (2010). Shrinkage stresses generated during resi-composite applications: a review. *Journal of dental biomechanics*, 1: 131-630.
- Secerli Dürer, T.** (2017). Amalgam dolgular. *Journal of Complementary Medicine, Regulation and Neural Therapy*, (11);3.
- Şanko, V.** (2017). *Selüloz içeren kompozit reçine dış dolgu malzemeleri* (Yüksek lisans tezi). Gebze Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Erzurum.
- Tekin, H., Arpacı, S., & Atlı, S.** (2001). *Antepfıstığı yetiştiriciliği*. Gaziantep: Antepfıstığı Araştırma Enstitüsü Müdürlüğü.
- Turssi, C. P., de Moraes Purquerio, B., & Serra, M. C.** (2003). Wear of dental resin composites: insights into underlying processes and assessment methods- a review. *Journal of Biomedical Materials Research*, 65: 280-285.
- Tüik.** (2017). *Türkiye İslatistik Kurumu*. Türkiye Antep Fıstığı Üretimi İslatistikleri: www.tuik.gov.tr adresinden alındı.
- Tüylek, Z.** (2019). Sağlık alanında kullanılan biyomateryallerde kullanılan biyoyoumluluk. *Neşehir Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 8(2): 154-164.

- Ulukapı, H., Benderli, Y., Kazak, M., & Ulukapı, İ.** (2013). Amalgam ve kompozit dolgulu dişlere uygulanan %10 luk karbamid peroksitin kenar sızıntısı üzerine etkisinin incelenmesi. *Original Research Articles*, 65-70.
- Ulusoy, N.** (2021). *Daimi dolgu maddeleri*. http://docs.neu.edu.tr/staff/nuran.ulusoy/Maddeler%20Bilgisi,daimi%20dolgu%20maddele ri_3.pdf adresinden alındı
- Url-1.** (2022). *Amalgam Dolgular*. Başkent Üniversitesi: <https://ankara.baskenthastaneleri.com/tr/saglik-rehberi/amalgam-dolgular> adresinden alındı
- Url-2.** (2020, Kasım 6). *Diş Estetiği Tedavisi*. Amalgam Dolgu Değişimi: <https://disestetigitedavisi.com/tag/amalgam-dolgu-degisimi/> adresinden alındı
- Url-3.** (2021). *Gri(Amlagam) Dolgu Zararlı Mıdır ?* www.nisbetiyedent.com: <https://www.nisbetiyedent.com/gri-amalgam-dolgu-zararli-midir/#:~:text=Amalgam%20dolgu%3B%20g%C3%BCm%C3%BC%C5%9F%20t ozlar%C4%B1n%C4%B1n%2C%20civa,olmalar%C4%B1ndan%20dolay%C4%B 1%20arka%20di%C5%9Flerde%20kullan%C4%B1l%C4%B1r> adresinden alındı
- Url-4.** (2021). yelisangroup.com: <https://yelisangroup.com/fistik-kabugu-granulu/> adresinden alındı
- Url-5.** (2018). *Toho Titanium Co. Ltd.* Titanium Metals- Titanium Sponge: <https://www.toho-titanium.co.jp/en/products/sponge.html> adresinden alındı
- Url-6.** (2017). *USGS science for a changing word*. Critical Mineral Resources of the United States—Economic and environmental geology and prospects for future supply: <https://pubs.usgs.gov/pp/1802/t/pp1802t.pdf> adresinden alındı
- Url-7.** (2018). *Geoscience Australia*. Titanium: <https://www.mta.gov.tr/v3.0/sayfalar/bilgi-merkezi/maden-serisi/img/Titanyum.pdf> adresinden alındı
- Url-8.** (2021). *Metalik Malzemelerin Basma Deneyi*. <http://w3.bilecik.edu.tr/wp-content/uploads/sites/119/2016/12/Basma-Deneyi.pdf> adresinden alındı
- Wikipedia.** (2022). *Vikipedi, özgür ansiklopedi*. <https://tr.wikipedia.org/wiki/Titanyum> adresinden alındı
- Yücel, M.** (2018). *Dünyada ve Türkiye'de Titanyum*. Ankara: Maden Tetkik ve Arama Genel Müdürlüğü Fizibilite Etütleri Daire Başkanlığı.

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Kadir DOĞAN

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : Fırat Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Mekatronik Mühendisliği Bölümü (2015-2016)
- **Lisans** : İnönü Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü (2016-2019)
- **Yüksek Lisans** : İnönü Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalı (2019-)

MESLEKİ DENEYİM:

- Benceyi Bilgi Teknolojileri A.Ş/ Malatya-Teknokent (2019-2020) Makine Mühendisi
- Çalık Holding/ Çalık Denim /Malatya (2021-) Makine Mühendisi

Yayın Listesi:

- **K. Doğan, İ. Y. Sülü** (2021) “Comparison of Stresses in Healthy Teeth With Amalgam-Restored Teeth Under Compressive Load” 4th International Conference on Innovative Studies of Contemporary Sciences, Tokyo/ Japan (Tam Metin Bildiri/ Sözlü Sunum)
- **K. Doğan, İ. Y. Sülü** (2022) “Kompozit Dolgu ile Restorasyon Yapılmış Dişlerin Basma Yükü Altındaki Mekanik Davranışı” Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, 5(3): 1468-1479.