

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BIYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**ALÜMİNA KATKILI ZİRKONYA ESASLI DENTAL SERAMİKLERİN
ÜRETİMİ VE MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

ŞEYMA ÇAKIR

KOCAELİ 2025

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**ALÜMİNA KATKILI ZİRKONYA ESASLI DENTAL SERAMİKLERİN
ÜRETİMİ VE MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

ŞEYMA ÇAKIR

Doç. Dr. Nermin DEMİRKOL
Danışman, Kocaeli Üniversitesi

.....

Doç. Dr. İbrahim MUTLU
Jüri Üyesi, Kocaeli Üniversitesi

.....

Dr.Öğr. Üyesi Derya KIRSEVER
Jüri Üyesi, Sakarya Üniversitesi

.....

Tezin Savunulduğu Tarih: 22.01.2025

ETİK BEYAN VE ARAŞTIRMA FONU DESTEĞİ

Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada,

- Bu tezin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu,
- Çalışmamın hazırlık, veri toplama, analiz ve bilgilerin sunumu olmak üzere tüm aşamalarında bilimsel etik ilke kurallara uygun davrandığımı,
- Bu çalışma kapsamında elde edilen tüm veri ve bilgiler için kaynak gösterdiğimi ve bu kaynaklara kaynakçada yer verdiğimi,
- Bu çalışmanın Kocaeli Üniversitesi'nin abone olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Fen Bilimleri Enstitüsü'nün belirlemiş olduğu ölçütlere uygun olduğunu,
- Kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
- Tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı,

beyan ederim.

- ☐ Bu tez çalışmasının herhangi bir aşaması hiçbir kurum tarafından maddi /alt yapı desteği ile desteklenmemiştir.
- ☒ Bu tez/proje çalışması kapsamında üretilen veri ve bilgiler Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından FYL-2024-3586 no'lu proje kapsamında maddi/alt yapı desteği alınarak gerçekleştirilmiştir.

Herhangi bir zamanda, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçları kabul ettiğimi bildiririm.

.....

ŞEYMA ÇAKIR

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI

Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/projemın tamamınıveya herhangi bir kısmını, basılı ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda belirtilenkoşullarla kullanıma açma izninin Kocaeli Üniversitesi'ne verdiğimi beyan ederim. Buizinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet hakları bende kalacak, tezimin/projemin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki makale, kitap,tebliğ, lisans, patent gibi çalışmalarda kullanımı, danışmanımın isim hakkı saklı kalmakkoşuluyla ve her iki tarafın bilgisi dâhilinde bana ait olacaktır.

Tezin/projenin kendi özgün çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimive tezimin/projenin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yeralan telif hakkı bulun ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlusetinlerin yazılı izin alarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim kurulu tarafından yayınlanan “**Lisansüstü Tezlerin Elektronik OrtamdaToplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge**” kapsamında tezimaşağıda belirtilen koşullar haricinde YÖK Ulusal Tez Merkezi/ Kocaeli ÜniversitesiKütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- ☐ Enstitü yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihinden itibaren 2 yıl ertelenmiştir.
- ☐ Enstitü yönetim kurulu gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihinden itibaren 6 ay ertelenmiştir
- ☒ Tezim/projem ile ilgili gizlilik kararı verilmemiştir.

.....

ŞEYMA ÇAKIR

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasında nano alümina katkısı ile güçlendirilmiş nano yitriya esaslı dental seramik kompozitler hazırlanmıştır. Bu kompozit, malzemelerin kendi başlarına sahip olduklarından daha üstün mekanik özellikleri ve biyouyumluluğu sergilemelerine olanak sağlamaktadır.

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde, kıymetli bilgilerini paylaşarak bana yol gösteren, emeğini ve değerli zamanını ayırarak bana destek olan değerli danışmanım Doç.Dr. Nermin DEMİRKOL'a Kompozitlerin şekillendirilmesi için laboratuvar imkanlarını sunan Dr.Öğr.Üyesi Derya KIRSEVER'e, Kocaeli Üniversitesi Toz Metalurjisi laboratuvarındaki destekleri için Arş.Gör. H. İsmail YAVUZ'a, Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Teknopark bünyesindeki MMD Makine ve Malzeme Teknolojileri Ar-Ge Danışmanlık Hizmetleri Sanayi ve Ticaret Ltd. Şti.'de görevli Prof. Dr. Hakan GAŞAN'a,

Hayatım boyunca bana koşulsuz sevgi, sabır sunan, en büyük destekçilerim olan sevgili ablalarım, her anımda yanımda hissettiğim, sevgileri ve öğretileriyle hayatımın her anına rehberlik eden ve kendileri aramızda olmasa bile desteklerini hep hissettiğim sevgili anne ve babama teşekkür ederim. Bana verdikleri değerler, gösterdikleri emek ve sundukları sevgi sayesinde bugünlere geldim. Bu çalışmayı tamamlarken onların desteğini ruhumda hissettim ve hep onlara layık olabilmek için çabaladım. Her zaman özlemle ve minnetle anıyorum.

Bu çalışma Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından FYL-2024-3586 BAP proje numarası altında desteklenmektedir. Destekleri için KOÜ BAP Müdürlüğüne teşekkürlerimi sunarım.

Ocak – 2025

Şeyma ÇAKIR

İÇİNDEKİLER

ETİK BEYAN VE ARAŞTIRMA FONU DESTEĞİ.....	i
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI	ii
ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vi
TABLOLAR DİZİNİ.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	ix
ÖZET	x
ABSTRACT	xi
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Biyomalzemelerin Tanımı ve Tarihçesi.....	3
2.2. Biyomalzemelerin Kullanım Alanları ve Özellikleri.....	4
3. BİYOMALZEMELERİN SINIFLANDIRILMASI	9
3.1. Metalik biyomalzemeler	9
3.2. Polimerik Biyomalzemeler	11
3.3. Kompozit Biyomalzemeler	13
3.4. Biyoseramikler.....	16
4. DENTAL SERAMİKLER.....	19
4.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi ve Gelişimi.....	19
4.2. Dental Seramiklerin Özellikleri	21
5. DENTAL SERAMİKLERİN SINIFLANDIRILMASI	23
5.1. Cam Matriks Seramikler	24
5.1.1. Feldispatik.....	24
5.1.2. Sentetik	24
5.1.3. Cam İnfiltrat Seramikler	25
5.2. Reçine Matriks Seramikler	25
5.3. Polikristalin Seramikler	26
5.3.1. Alümina	27
5.3.2. Stabilize Zirkonya.....	29
5.3.3. Zirkonya ile Toklaştırmış Alümina-Alümina ile Toklaştırmış Zirkonya.....	30
6. DENEYSEL ÇALIŞMALAR	33
6.1. Kullanılan Malzemeler ve Özellikleri.....	33
6.1.1. Nano alümina (n-Al ₂ O ₃).....	33
6.1.2. Nano yitriyaile kararlı hale getirilmiş zirkonya (n-YSZ)	34
6.2. Kompozit Karışımların Hazırlanması	34
6.3. Peletlerin Hazırlanması ve Sinterlenmesi	35
6.4. Yoğunluk Ölçümü.....	37
6.5. Mikrosertlik Ölçümü.....	37
6.6. Basma Testi ile Mukavemet Ölçümü.....	37
6.7. Mikroyapı İncelemeleri.....	38
6.8. X-Işını Kırınım Analizi.....	39
6.9. Yapay Vücut Sıvısının Hazırlanması (YVS) ve <i>in vitro</i> Biyoaktivite Deneyi.....	39
7. DENEYSEL SONUÇLAR.....	42

7.1. Mikroyapısal, Fiziksel ve Mekanik Analiz Sonuçları	42
7.1.1. Ağırlıkça %15 Nano Alümina İçeren Numunelerin Mikroyapısal, Fiziksel ve Mekanik Sonuçları	42
7.1.2. Ağırlıkça %25 Nano Alümina İçeren Numunelerin Mikroyapısal, Fiziksel ve Mekanik Sonuçları	45
7.1.3. Ağırlıkça %15 ve %25 Nano Alümina İçeren Numunelerin Mikroyapısal, Fiziksel ve Mekanik Sonuçlarının Karşılaştırılması ve Yorumlanması.....	49
7.2. <i>In vitro</i> Biyoaktivite Sonuçları	57
7.2.1. SEM Görüntüleri	58
7.2.2. İnce Film FTIR Analizi	58
8. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	60
KAYNAKLAR.....	62
KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER.....	71
ÖZGEÇMİŞ.....	72

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1.	Biyomalzemelerin tarihi	3
Şekil 3.1.	Metalik Biyomalzemeler	9
Şekil 3.2.	Polimerik Biyomalzemeler	11
Şekil 3.3.	Ortopedide kullanılan çeşitli kompozitler ve kullanım yerleri.....	14
Şekil 3.4.	Biyoseramiklerin kullanım alanları	18
Şekil 5.1.	Dental seramiklerin sınıflandırılması	24
Şekil 6.1.	Nano alümina ($n\text{-Al}_2\text{O}_3$) tozunun SEM görüntüsü	34
Şekil 6.2.	Nano Yitriyaile kararlı hale getirilmiş zirkonya (N-YSZ) SEM Görüntüsü.....	34
Şekil 6.3.	Kompozitlerin Hazırlanmasında kullanılan (a) Refsan Marka Jet değirmen ve (b) hazırlanan karışım	35
Şekil 6.4.	Sinterlenen pelet numuneler	36
Şekil 6.5.	Numunelerin sinterleme süreçleri	36
Şekil 6.6.	(a) JEOL JSM 6060-LV SEM cihazı, (b) Polaron SC7610 Sputter Coater marka kaplama cihazı	38
Şekil 6.7.	RİGAKU D/MAX 2200PC X-ışını difraktometresi.....	39
Şekil 6.8.	Sabit sıcaklıkta tutulan numune düzeneği (Turan, 2020).....	41
Şekil 7.1.	Farklı sıcaklıklarda sinterlenen 85YSZ-15A kompozitlerin yoğunluk değerlerinin karşılaştırılması.....	43
Şekil 7.2.	Farklı sıcaklıklarda sinterlenen 85YSZ-15A kompozitlerin Vickers sertlik değerlerinin karşılaştırılması	43
Şekil 7.3.	Farklı sıcaklıklarda sinterlenen 85YSZ-15A kompozitlerin basma mukavemeti değerlerinin karşılaştırılması.....	44
Şekil 7.4.	Ağ. %15 nano alümina katkılı yitriyaile kararlı hale getirilmiş zirkonya kompozitlerin (a)1250 °C’de (b)1350 °C’de sinterlenen numunelerin SEM görüntüleri (5000X).....	44
Şekil 7.5.	Farklı sıcaklıklarda sinterlenen 85YSZ-15A kompozitlerin X - ışını kırınım analiz sonuçları	45
Şekil 7.6.	Farklı sıcaklıklarda sinterlenen 75YSZ-25A kompozitlerin yoğunluk değerlerinin karşılaştırılması	46
Şekil 7.7.	Farklı sıcaklıklarda sinterlenmiş 75YSZ-25A kompozitlerin Vickers mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması	47
Şekil 7.8.	Farklı sıcaklıklarda sinterlenen 75YSZ-25A kompozitlerin basma mukavemeti değerlerinin karşılaştırılması	47
Şekil 7.9.	Ağ %25 nano alümina katkılı yitriya ile kararlı hale getirilmiş zirkonya kompozitlerin (a)1250 °C’de (b)1350 °C’de sinterlenen numunelerin SEM görüntüleri (5000X).....	48
Şekil 7.10.	Farklı sıcaklıklarda sinterlenmiş 75YSZ-25A kompozitlerin X - ışını kırınım analiz sonuçları	48
Şekil 7.11.	1250 ve 1350 °C’de sinterlenen 75YSZ-25A ve 85YSZ-15A numunelerinin yoğunluk değerlerinin karşılaştırılması	50
Şekil 7.12.	1250 ve 1350 °C’de sinterlenen 75YSZ-25A ve 85YSZ-15A numunelerinin Vickers mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması	51
Şekil 7.13.	1250 ve 1350 °C’de sinterlenen 75YSZ-25A ve 85YSZ-15A numunelerinin basma mukavemeti değerlerinin karşılaştırılması	52

Şekil 7.14.	Ağ %25 nano alümina katkılı yitriya ile kararlı hale getirilmiş zirkonya kompozitlerin (a)1250 °C’de (b)1350 °C’de sinterlenen numunelerinin ve Ağ %15 nano alümina katkılı yitriya ile kararlı hale getirilmiş zirkonya kompozitlerin (c)1250 °C’de d)1350 °C’de sinterlenen numunelerin basma gerilimine karşı birim şekil değiştirme grafikleri	53
Şekil 7.15.	1350 °C’de sinterlenen 75YSZ-25A ve 85YSZ-15A numunelerinin X-Işını kırınım analizi sonuçlarının karşılaştırılması	55
Şekil 7.17.	Ağ %25 nano alümina katkılı yitriya ile kararlı hale getirilmiş zirkonya kompozitlerin (a)1250 °C’de (b)1350 °C’de sinterlenen numunelerinin ve Ağ %15 nano alümina katkılı yitriya ile kararlı hale getirilmiş zirkonya kompozitlerin (c)1250 °C’de (d)1350 °C’de sinterlenen numunelerinin EDS analizi görüntüleri (500X).....	57
Şekil 7.18.	85YSZ-15A-1350 kompozitin (a) 1 hafta b) 2 hafta (c) 3 hafta (d) 4 hafta YVS içerisinde bekletildikten sonra 5000X büyütmedeki SEM görüntüleri	58
Şekil 7.19.	Oluşan apatit yapının FTIR analizi	59

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 3.1.	Polimerik Biyomalzemelerin Tıbbi Uygulamaları	12
Tablo 6.1.	Hazırlanan kompozitlerin bileşimi	35
Tablo 6.2.	1000 ml 1.5X YVS hazırlamasında kullanılan malzeme ve miktarları.....	40
Tablo 7.1.	1250 ve 1350 °C’de sinterlenen 85YSZ-15A numunelerinin yoğunluk, Vickers mikrosertlik ve basma mukavemeti değerleri	42
Tablo 7.2.	1250 ve 1350 °C’de sinterlenen 75YSZ-25A numunelerinin yoğunluk, Vickers mikrosertlik ve basma mukavemeti değerleri	46
Tablo 7.3.	1250 ve 1350 °C’de sinterlenen 75YSZ-25A ve 85YSZ-15A numunelerinin yoğunluk, Vickers mikrosertlik ve basma mukavemeti değerleri.....	49



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

mm	: Milimetre
nm	: Nanometre
μm	: Mikrometre
ρ	: Yoğunluk

Kısaltmalar

ağ.	: Ağırlıkça
ATZ	: Alümina-Toklaştırılmış Zirkonya
CAD/CAM	: Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli İmalat
dk.	: Dakika
EDS	: Enerji Dağılımlı X-Işını Spektroskopisi
HA	: Hidroksiapatit
HV	: Vickers ölçeğinde sertlik değeri
MPa	: Mega Paskal
PA	: Poliamid
PE	: Polietilen
PLA	: Polilaktik Asit
PP	: Polipropilen
Rpm	: Devir/Dakika Sayısı
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskopu
TF-FTIR	: İnce Film Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektrometresi
XRD	: X-ışını Kırınımı
YVS	: Yapay Vücut Sıvısı
ZTA	: Zirkonya-Toklaştırılmış Alümina

ALÜMİNA KATKILI ZİRKONYA ESASLI DENTAL SERAMİKLERİN ÜRETİMİ VE MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI

ÖZET

Alümina ve zirkonya, biyouyumlulukları ve üstün mekanik özellikleri sayesinde ortopedik ve dental alanlarda yaygın bir şekilde kullanılan biyoseramik malzemelerdir. Alümina, yüksek sertlik ve biyouyumluluk özellikleri ile öne çıkmasına rağmen, düşük kırılma tokluğu nedeniyle diş hekimliği uygulamalarında sınırlı bir kullanım alanına sahiptir. Diğer yandan zirkonya, dönüşüm sertleşme mekanizması sayesinde yüksek kırılma tokluğu sunarak mekanik dayanım açısından önemli bir performans sergilemektedir. Bu çalışmanın amacı, nano alümina katkı ve yitriya ile stabilize edilmiş zirkonya esaslı dental seramiklerin üretimini gerçekleştirmek ve bu malzemelerin mekanik ile biyolojik özelliklerini incelemektir. Nano boyutta alümina (n-Al₂O₃) ve zirkonya (n-YSZ) tozları kullanılarak hazırlanan kompozitler, presleme yöntemiyle şekillendirilmiş ve geleneksel sinterleme yöntemi ile 1250 °C ve 1350 °C sıcaklıklarında üretilmiştir. %15 nano alümina içeren ve 1350 °C’de sinterlenen kompozitler, 4,94 g/cm³ yoğunluk, 1004 HV mikro sertlik ve 1326 MPa basınç dayanımı ile en iyi mekanik özellikleri göstermiştir. Sinterleme sıcaklığındaki artış, malzemenin dayanımını artırmakla birlikte, aşırı nano alümina içeriğinin mikro yapı bütünlüğünü olumsuz etkilediği gözlemlenmiştir. Biyolojik aktivite testleri, en yüksek mekanik performansa sahip numunelerin biyolojik ortamlarla uyumlu olduğunu ve zamanla apatitleşmenin arttığını ortaya koymuştur. Bu sonuçlar, nano ölçekli alümina katkısının dental seramiklerin mekanik ve biyolojik performansını geliştirdiğini göstermektedir. %15 nano alümina içeren ve 1350 °C’de sinterlenen kompozitler, diş restorasyonları için güçlü bir alternatif sunmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Alümina, Dental Seramik, Mekanik Özellikler, Nano, Zirkonya.

PRODUCTION OF ALUMINA INCORPORATED ZIRCONIA BASED DENTAL CERAMICS AND INVESTIGATION OF THEIR MECHANICAL PROPERTIES

ABSTRACT

Alumina and zirconia are bioceramic materials widely used in orthopedic and dental fields due to their biocompatibility and superior mechanical properties. Although alumina stands out with its high hardness and biocompatibility properties, it has a limited use in dentistry applications due to its low fracture toughness. On the other hand, zirconia exhibits a significant performance in terms of mechanical strength by offering high fracture toughness thanks to its transformation hardening mechanism. The aim of this study was to fabricate zirconia-based dental ceramics doped with nano alumina and stabilized with yttria and to investigate the mechanical and biological properties of these materials. Composites prepared using nano-sized alumina (n-Al₂O₃) and zirconia (n-YSZ) powders were shaped by pressing method and produced by conventional sintering method at temperatures of 1250 °C and 1350 °C. Composites containing 15% nano alumina and sintered at 1350 °C showed the best mechanical properties with a density of 4.94 g/cm³, microhardness of 1004 HV and compressive strength of 1326 MPa. Although the increase in sintering temperature increased the strength of the material, it was observed that excessive nano alumina content negatively affected the microstructure integrity. Biological activity tests revealed that the samples with the highest mechanical performance were compatible with biological environments and apatitization increased with time. These results indicate that nanoscale alumina doping improves the mechanical and biological performance of dental ceramics. Composites containing 15% nano alumina and sintered at 1350 °C offer a strong alternative for dental restorations.

Keywords: Alumina, Dental Ceramic, Mechanical Properties, Nano, Zirconia.

1. GİRİŞ

Canlı organizmalarla biyolojik bazı fonksiyonları desteklemek hedefi ile etkileşime girebilen malzemeler biyomalzemeler olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu malzemeler insan vücuduna zarar vermemekte ve biyolojik uygunluk içermektedir. Aynı zamanda modern tıbbi geliştirme konusunda önem arz etmektedirler. Tarihsel süreç içerisinde biyomalzemeler incelendiğinde, eski uygarlıklardan günümüze değin uzandıkları görülmektedir. Mühendislik ve tıp alanlarında ise 20. yüzyılda kullanım alanlarında artış gözlenmektedir (Langer ve Vacanti, 1993). Günümüz koşullarında, vücuda doku eklenmesinde, çeşitli hastalıkların tedavi edilmesinde ve tıbbi tedavilerde biyomalzemelerden yararlanıldığı görülmektedir.

İnsan vücuduna zararı olmayan ve biyolojik sistemler ile uyum sağlayan malzemeleri ifade etmek adına kullanım alanı bulan biyomalzeme kavramı, vücutta bazı biyolojik fonksiyonları yerine getirebilirken, aynı zamanda doğal veya sentetik biçimlerde de olabilmektedirler. Antik Mısır'a değin uzanan biyomalzeme kullanımı, iyileşme amaçlı olarak kullanım alanı bulmuştur. Bunun yanında biyomalzeme kullanımı, gelişimini 20. yüzyılda sağlamış ve modern tıp içerisinde kendisine önemli bir yer edinmiştir (Nair ve Shirwaikar, 2009). Günümüzde, birçok alanda biyomalzemelerden yararlanılmaktadır. Bunlar arasında kompozit malzemeler, metalik implantlar ve polimerler yer almaktadır. Kullanım alanları içerisinde ise protezlerde, cerrahi işlemlerde ve diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Geniş bir kullanım alanı bulan biyomalzemelerin başlıca kullanım alanları içerisinde; Diş tedavileri, Ortopedik implantlar, İlaç taşıma sistemleri, Yapay organlar, Biyosensörler yer almaktadır. Bahsedilen biyomalzemelerin en önemli özelliklerinden biri biyoyumlulukları olmaktadır. Bu malzemelerin vücutla etkileşime girmek sureti ile olumsuz bir reaksiyon oluşturmadıkları bilinmektedir. Daha uzun ömürlü, biyolojik süreçlerle uyumlu ve mekanik manada daha dayanıklı olan biyomalzemeler (Williams, 2009), tıpta da yaygın kullanım alanı bulan kritik bir role sahiptir. Dört ana kategoriye ayrılan biyomalzemeler; polimerik biyomalzemeler, metalik biyomalzemeler, kompozit biyomalzemeler ve biyoseramikler şeklinde sınıflandırılmaktadırlar. Diş implantlarında ve ortopedik implantlarda yaygın biçimde kullanılan metal biyomalzemeler, yüksek manada mekanik dayanıklılık içermektedirler.

Biyouyumlulukları ve esnek yapıya sahip olmaları ile öne çıkan polimerik biyomalzemeler ise tercih sebebi olmaktadır. İki farklı malzemenin birleşmesinden meydana gelen kompozit biyomalzemeler ise iki malzemeye ait avantajları bünyesinde barındırarak daha üstün özellikli malzeme ortaya koymaktadır. Son olarak biyoseramikler, kemik implantlarında ve diş hekimliğinde önem arz etmektedir. Bahsedilen malzemeler, estetik özellikleri ve biyouyumlulukları nedeni ile revaçta olmaktadır (Sittichoke ve diğ., 2011).

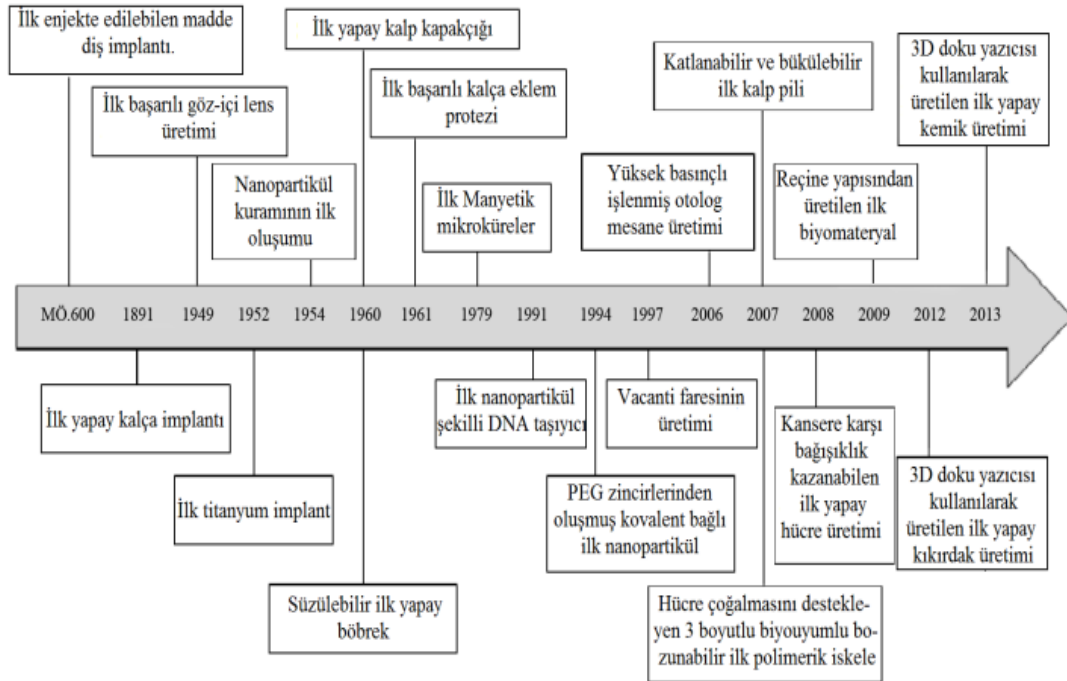
Estetik ve diş tedavilerinde fonksiyonel amaçlı olarak kullanılan dental seramikler, önemli biyomalzemelerdendir. Estetik manada doğal bir görünüm sunmakta ve dayanıklılıkları ile uyumlulukları son derece dikkat çekmektedir. 19. yüzyıl sonlarında ilk dental seramikler diş tedavisinde kullanılmışlardır. Zaman içerisinde tekniklerin ve malzemelerin gelişmesiyle birlikte, daha işlevsel ve dayanıklı hale getirilmişlerdir (Della Bona, 2019). Çeşitli kategorilere ayrılan dental seramikler içerisinde; reçine matriks seramikler, polikristalin seramikler ve cam matriks seramikler yer almaktadır. İstenen özellikler ve kullanım amacına göre her bir sınıf çeşitli avantajları beraberinde getirmektedir. Zirkonya benzeri malzemelerle güçlendirilen polikristalin seramikler, mukavemet ve yüksek dayanıklılık sunmaktadır (Denry ve Holloway, 2010).

Çeşitli biyomalzeme araştırmalarına bakıldığında, deneysel yöntemler kullanılarak biyolojik ve fiziksel özelliklerin belirlenmesi söz konusu olmaktadır. Söz konusu testler içerisinde; mikroyapı incelemeleri, mikrosertlik testi, yoğunluk ölçümü ve basma testi yer almaktadır. X-ışını kırınımı (XRD) testi, biyomalzemelerin kristal yapısının incelenmesi adına yapılmaktadır. Tüm bu testlere bakıldığında, malzemelere ait iç yapılarına ilişkin bilgi edinmeyi mümkün kıldıkları görülmektedir. Yapay vücut sıvısı (YVS) kullanılmak sureti ile gerçekleştirilen *in vitro* biyoaktivite testleri biyomalzeme etkileşimini daha iyi anlamak adına kullanılmaktadır. Belirtilen testler, biyolojik manadaki aktivitelerin değerlendirilmesi ve malzemelerin biyouyumluluğunu incelemek adına yararlı olmaktadır (Hench ve Polak, 2002).

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Biyomalzemelerin Tanımı ve Tarihçesi

Biyomalzemeler, canlı organizmalarla etkileşime giren ve biyolojik sistemlerle uyumlu olan, biyolojik işlevleri destekleyen malzemelerdir. İnsan vücudu ile uyumlu bir şekilde kullanılabilen bu malzemeler, tıbbi alanda farklı uygulamalara olanak sağlar. Biyomalzeme terimi, 1960'lerde tıp alanında biyoyuymululuk gereksinimlerini karşılayacak malzemelerin tanımlanmasında ilk kez kullanılmaya başlanmıştır. Ancak, biyomalzeme kullanımı, antik çağlara kadar uzanmaktadır. Eski Mısırlılar, taşları, kemikleri ve metal parçalarını, tedavi ve iyileştirme amaçları için kullanmışlardır. Bu erken dönemde, biyomalzeme kullanımı doğal malzemelerle sınırlıyken, 20. yüzyılın ortalarına gelindiğinde, özellikle tıbbın gelişmesi ve mühendislik alanındaki yenilikler sayesinde biyomalzemeler daha da evrilmiştir (Lal ve Pandey, 2016).



Şekil 2.1. Biyomalzemelerin Tarihi (Sağnıç, 2013)

Biyomalzemelerin tarihsel gelişimi, özellikle 1950'lerde metal implantların ortopedik tedavilerde kullanılmaya başlanmasıyla hız kazanmıştır. Bu dönemde yapılan klinik araştırmalar, biyomalzemelerin biyoyuymululuk gereksinimlerini ve vücutla etkileşimdeki potansiyel etkilerini anlamaya yönelik önemli adımlar atılmasını sağlamıştır.

1970'lerde, biyomalzemelerin ve implantların daha yaygın olarak kullanılmasına yönelik büyük bir ilgi artmış, buna bağlı olarak biyomalzeme tasarımı ve geliştirilmesinde ileri seviyelere gelinmiştir. 1980'ler ve sonrasında, biyomalzeme araştırmalarında daha geniş bir malzeme yelpazesi kullanılarak, metalik, seramik, polimerik ve kompozit malzemelerin biyouyumluluğu daha derinlemesine incelenmiştir (Ratner et al., 2004).

Bu süreçte, biyomalzemelerin çeşitli alanlarda, özellikle ortopedik implantlar, kardiyovasküler sistem cihazları ve dental uygulamalar gibi tedavilerde yaygın bir şekilde kullanılması, bu malzemelere olan ilgiyi arttırmıştır. Modern biyomalzemeler, mekanik dayanıklılıklarından estetik özelliklerine kadar çok çeşitli gereksinimleri karşılayabilecek niteliklere sahiptir. Ayrıca, biyomalzeme araştırmalarının ileri düzeyde olması, tıp alanındaki tedavi yöntemlerini iyileştirmeyi ve hastaların yaşam kalitesini artırmayı mümkün kılmaktadır.

2.2. Biyomalzemelerin Kullanım Alanları ve Özellikleri

Biyomalzemelere bakıldığında, organ implantlarında, doku mühendisliğinde, biyosensörlerde, diş hekimliğinde ve tıbbi cihazlar gibi çeşitli alanlarda kullanım alanı bulmaktadır. Bahsedilen malzemeler, biyolojik ihtiyaçları, fonksiyonel ve mekanik ihtiyaçları biyolojik sistemlerle uyum sağlayarak karşılamaktadırlar. Örneğin, vücutta yıllarca kalan ortopedik implantlar biyomalzemelerden yapılmaktadır. Bunu ise kemik ile uyum sağlamak suretiyle gerçekleştirmektedir. Diş hekimliğinde kullanımı bulunan malzemeler ise estetik manada tatmin edicidir. Aynı zamanda, doğal diş yapısı taklit edilmektedir (Narayan, 2018).

Tıbbi manada yaygın biçimde kullanılan biyomalzemeler, inorganik ve organik bileşiklerden meydana gelmektedir. Biyolojik sistemlerle etkileşim sağlayarak vücuda uyum göstermektedir. Biyomalzemeler, biyomedikal uygulamalar aracılığı ile geliştirilmiştir. Ayrıca sağlık bakımı ve tıbbi birçok tedavide önemli rol üstlenmektedir. Bu malzemelerin kullanıldığı temel alanlar arasında (Ratner ve diğ., 2004); Kardiyovasküler sistemler, Ortopedik implantlar, Dental uygulamalar, Biyosensörler, Doku mühendisliği bulunmaktadır.

Biyomalzeme kullanımı, yaşam kalitesinin artırılmasında, iyileşme sürelerinin kısaltılmasında ve hastaların tedavisinde önemli kabul edilmektedir.

Ortopedik implantlar, biyomalzemelerin en yaygın kullanıldığı alanlardandır. Bu implantlar, eklem hastalıkları, kırıklar ve kemik bozukluklarının tedavisinde kullanılmaktadır. Metal, kompozit, seramik ve polimer malzemelerden üretilmektedir. Titanyum ve alaşımlarının mekanik ve yüksek uyumlulukları sayesinde ortopedik uygulamalarda kullanıldığı görülmektedir (Liu ve diğ., 2018). Ayrıca kemik iyileşmesine destek olan biyoseramikler, trikalsiyum fosfat ve hidroksiapatit benzeri malzemelerin biyomalzeme araştırmalarının gelişmesiyle birlikte ortopedik implantlarda yaygın olarak kullanıldığı görülmektedir. Bahsedilen biyoseramikler, kemik büyümesini desteklemekte, kemik dokusu ile uyum sağlamak ve implant çevresinde bulunan dokularla entegrasyon sağlamaktadır (Kim ve diğ., 2019).

Ortopedik implantlarda biyomalzeme kullanımına bakıldığında, etkili ve uzun ömürlü tedavi adına biyoyuymuluğu arttırdıkları görülmektedir. Bu malzemeler ileri teknolojiler vasıtası ile üretilmektedir. Vücuda ait doğal iyileşme süreçleri ile uyumlu bir şekilde çalışmaktadırlar. Aynı zamanda, hastalarının çabuk iyileşmesinde de önemli rol oynamaktadırlar. Örneğin, titanyum alaşımları ve zirkonya seramikleri, yüksek mekanik dayanıklılığa sahip implantlar olarak tercih sebebi olmaktadır (Mimura ve diğ., 2017).

Dental çalışmalarda da önemli kabul edilen biyomalzemeler, diş hekimliğinde implantların, kaplamaların, diş protezlerinin ve dolguların yapımında kullanılmaktadır. Dayanıklılık, estetik ve biyoyuymuluk dental malzeme tasarımında ön plandadır. Metalik malzemelerden daha estetik çözümler üretmek adına dental seramikler yoğunlukla kullanılmaktadır. Zirkonya, cam seramikler ve alümina seramikler diş tedavilerinde estetik ve biyoyuymulu sonuçlar ortaya koymaktadır (Zhao ve diğ., 2018).

Biyomalzemeler diş implantlarında kullanıldığında, ağızdaki zorlu çevresel koşullara dayanmak durumundadır. Ayrıca biyolojik ve mekanik anlamda uyumluluk sağlamalıdır. Bu noktada, estetik görünümleri ve yüksek biyoyuymulukları ile zirkonya seramikler dikkat çekmektedir. Dayanıklılıkları ile de titanyum alaşımları öne çıkmaktadır (Tay, 2019).

Bunların yanında, kompozit malzemeler diş dolgularında kullanılmakta ve dişin yapısına benzer özellik göstermektedir. Biyomalzemelerin diş hekimliğinde kullanılması, tedaviye ilişkin süreçleri hızlandırmakta ve hastaların estetik beklentilerini karşılamaktadır (Söderholm ve Soder, 2018).

Kardiyovasküler sistem içerisinde etkin biçimde kullanım alanı bulan biyomalzemeler, damar stentleri, diğer kardiyovasküler implantlar, kalp kapakçıkları ve kalp pilleri bu teknolojinin önemli uygulama alanları içerisinde. Biyomalzemelerden ve biyolojik dokulardan yapılan kalp kapakçıkları, kalp hastalıklarına ait tedavilerde önemli kabul edilmektedir. Zirkonya ve titanyum benzeri biyoyumlu metallerin kardiyovasküler cihaz üretiminde kullanıldığı bilinmektedir (Gao ve diğ., 2017). Bunların yanında, damar stentleri biyomalzemelerle üretilirken, vücutta doku entegrasyonuna ve stentin biyoyumluluğunu sağlaması önemlidir. Bahsedilen malzemeler, araştırmanın ilerletilmesiyle birlikte yenilikçi çözümler üretmek adına parçalanabilen stentler öne çıkmaktadır (Baker ve diğ., 2020).

Biyomalzemeler doku mühendisliğinde de kullanılmaktadır. Burada biyomalzemeler, hasar almış dokuların yeniden oluşturulmasına yardımcı olmaktadır. Burada kullanılan malzemeler, hücre büyümesini desteklemekte ve dokuya uyumlu özellikleri taşımaktadır. Biyoseramikler, biyokompozit malzemeler ve polimerler, doku mühendisliği alanında sıklıkla kullanılmaktadır. Örnek vermek gerektiğinde, polilaktik asit (PLA) benzeri biyolojik şekilde parçalanabilen polimerler, iyileşme sürecini teşvik ederken, vücutta çözünerek doku mühendisliğinde kullanılmaktadır (Shah ve diğ., 2017). Bahsedilen malzemeler, doku iyileşmesini ve hücre çoğalmasını teşvik etmektedir.

Biyomalzeme tasarımı doku mühendisliğinde incelendiğinde, bazı biyolojik süreçleri taklit etmektedir. Burada hücrelerin büyümesi doğru yönlendirilmeleri adına uygun ortamın oluşması gerekmektedir. Biyomalzemeler doku mühendisliğinde kullanıldığında, 3B baskı teknolojisi ile şekillenmektedir. Böylelikle kişiye özel tedaviler söz konusu olmaktadır. Buradaki yenilikler, tıbbi uygulamalarda biyomalzemelerin potansiyelini arttırmaktadır (Zhang ve diğ., 2016).

Biyosensörlerde de biyomalzemeler kullanılmaktadır. Biyosensörler, biyolojik molekülleri algılamaktadırlar. Aynı zamanda, bu cihazların yapısal manada bileşenleri

olarak görev üstlenmektedirler. Genel olarak biyosensörler, belirli enzimler ve antikorlar kullanarak biyomolekülleri tanımaktadır. Bu malzemeler, biyomoleküllerin doğru algılanmasına yardımcıdır. Biyosensörler, çevresel izleme yapılmasında, gıda güvenliğinde ve hastalıkların erken teşhisinde kullanılmaktadır. Biyokompozit malzemeler ve polimerler, biyosensör tasarımında yaygın biçimde kullanılmaktadır (Li ve Xu, 2018).

Biyouyumluluk, biyomalzemelerin temel özelliklerindendir. Burada, canlı organizmalarla bir malzemenin etkileşime girdiğinde toksik reaksiyon yaratması ve vücuda zarar vermemesi anlamına gelmektedir. Biyomalzeme vücuda yerleştirildiğinde, uyumluluk ihtiyacı karşılanmakta ve etkili-uzun süreli tedavi sağlanmaktadır (Thompson, 2001). Biyomalzemelerin tasarımında, malzemeye ait kimyasal yapı, mikro yapı ve yüzeye ait özellikler biyoyumluluk üzerinde etki yaratmaktadır (Bhat, 2018).

Biyomalzemelerde biyoaktivite son derece önemlidir. Bahsedilen malzemenin etrafındaki doku ile etkileşime girmesi, doku iyileşmesini ve hücre çoğalmasını sağlamaktadır. Buradaki malzemelerin yüzey özellikleri, hücrelerin malzemelere tutunmasını ve süreçlerin gerçekleşmesini sağlamaktadır. Doku mühendisliği uygulamalarında, biyoaktivite önemli parametrelerdendir. Bunun nedeni, etraftaki dokularla implantın uyum sağlayarak o bölgenin iyileşmesine dayanmaktadır (Li ve diğ., 2020). Örneğin, biyoseramik malzemelerden hidroksiapatit, kemik büyümesini kemik dokusuna benzer yapısı ile desteklemektedir.

Biyoaktivite özelliklerinin yanında biyomalzemeler, mekanik özellikler açısından da önemlidir. Güvenli ve uzun süreli kullanım adına, diş protezleri, kardiyovasküler cihazlar ve ortopedik implantların kullanımını gerektirmektedir. Basma dayanımı ve yüksek gerilime sahip metal biyomalzemeler, seramikler biyoyumluluk ve estetik özellikler sağlamaktadır (Okamoto ve diğ., 2015). Bahsedilen malzemelerin tasarımında, hem estetik hem de fonksiyonel ihtiyaçlar dikkate alınmaktadır. Burada yüksek performans öne çıkmaktadır. Diş tedavilerinde zirkonya seramikler ve ortopedi de metal biyomalzemelerin kullanılması bu özelliğin en iyi örneklerindendir (Xu ve diğ., 2017).

Biyomalzemeler biyobozunabilirlik özelliğine de sahiptir. Bu malzemeler, zaman içerisinde çözünmekte ve kaybolmaktadır.

Vücuttan ise dokuya zarar vermeden atılmaktadır. Örneğin, bazı biyoseramikler ve biyopolimerler, iyileşme süreci bittiğinde vücuttan kendiliğinden atılmakta ve biyolojik olarak parçalanabilmektedir (Huang ve diğ., 2016).

Netice olarak, estetik özelliklere sahip biyomalzemeler, diş hekimliğinde önem arz etmektedir. Bu uygulamalarda, hem estetik hem de fonksiyonel manada doğal dişler taklit edilmektedir. Diş seramikleri, şeffaflık, opaklık ve renk bakımından dişlere benzemektedir. Bu özelliklerinden ötürü yaygın olarak kullanılmaktadır. Fonksiyonel ve estetik özelliklerin birleşimi, bu malzemelerin kullanımında değer teşkil etmektedir (Nimbalkar ve diğ., 2014).



3. BİYOMALZEMELERİN SINIFLANDIRILMASI

3.1. Metalik biyomalzemeler

Biyolojik sistemlere uyumlu metalik biyomalzemeler, tıbbi implantlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Bahsedilen malzemeler, biyoyumlulukları, mekanik dayanıklılıkları ve şekil hafızası gösterebilme kabiliyetleri ile dikkat çekmektedir. Dental implantlardan ortopedik implantlara değin geniş bir alana yayılan metalik biyomalzemeler, paslanmaz çelik, kobalt, krom ve titanyum gibi metaller, yaygın kullanılanlar arasındadır. Bu malzemelerin seçiminde, mekanik özellikler, uzun ömürlülük ve biyoyumluluk öne çıkmaktadır (Ratner ve diğ., 2004).



Şekil 3.1. Metalik Biyomalzemeler (Mavi ve Uzun,2017)

Titanyum ve alaşımları, en fazla tercih edilen metalik biyomalzemelerdendir. Biyoyumluluğu yüksek olan titanyum, vücut temelinde koruyucu bir oksit tabaka meydana getirmektedir. Biyolojik dokularla uyumu ise bu durumu kolaylaştırmaktadır (Carter ve diğ., 2008). Bunun yanında, titanyuma ait yüksek dayanıklılık, hafiflik ve korozyon direnci tıbbi implantlar açısından önemli bir malzeme olmasını sağlamaktadır (Dearnley ve diğ., 2017).

Titanyuma ait biyoyumluluk, implant vücuda yerleştirildiğinde genel olarak düşük bağışıklık cevabı vermektedir. Buna sebep ise vücutta titanyumun yerleştirilmesinden sonra oksitlenmenin meydana gelmesi ve biyolojik doku ile zor bağ kurmasıdır. Bunun yanında, titanyum ve titanyum alaşımlarına ait mekanik özellikler, insan kemiği ile uyumlu tasarlanmış implantlar için uygundur (Duerig ve diğ., 2002). Biyomalzeme

olarak paslanmaz çelik, yaygın kullanım alanı bulan bir metaldir. Paslanmaz çelik, daha kolay işlenen ve maliyeti düşük olması nedeniyle tercih edilmektedir.

Paslanmaz çelik, dental uygulamalar bazında, çeşitli cerrahi implantlarda ve ortopedik cerrahi aletlerde kullanılmaktadır. Molibden, krom ve nikel gibi elementleri içeren paslanmaz çelik, yüksek korozyon direnci barındırmaktadır. Ayrıca, titanyum kadar biyouyumlu olmamaktadır. Vücutta korozyon oluşturabilmesi nedeni ile uzun süreli implantlarda kullanımında risk taşımaktadır (Whang ve diğ., 2011).

Diş teli ve benzeri ortopedik ürünler ve çeşitli dental implantlarda paslanmaz çelik kullanılmaktadır. Ayrıca, titanyum alaşımlarına kıyasla daha düşük mekanik özellikler göstermektedir. Bu nedenle bazı ortopedik implantlarda kullanımı sınırlıdır. İşlenebilmesi ve maliyet etkinliği sebebi ile paslanmaz çelik, kısa süreli biyomedikal uygulamalarda tercih sebebi olmaktadır (Giannoudis ve diğ., 2007).

Korozyon direnci, biyouyumluluk ve yüksek mukavemet gösteren kobalt krom alaşımları, dental protezlerde ve ortopedik implantlarda kullanılmaktadır. Diş protezlerinde dayanıklılık ve estetik özellikleri sağlayan kobalt krom alaşımları, uzun ömürlülük ve dayanıklılık sağlamaktadır. Bu alaşımlar, diğer metalik malzemelere nazaran yüksek dayanıklılık ve sertlik özelliğine sahiptir. Bu nedenle de ortopedik uygulamalarda tercih sebebi olmaktadır (Sullivan ve diğ., 2014).

Bu alaşımların avantajları biyouyumlulukları ve yüksek mekanik dayanımlarıdır. Bahsedilen alaşımlar, vücutta uzun süreli kararlılık sağlamaktadır. Ayrıca zirkonya benzeri biyoseramikler ile birleştiklerinde fonksiyonel ve estetik özellikler ortaya çıkmaktadır. Bazı durumlarda bu malzemelerin kullanımlarında alerjik reaksiyon gösterme riskinin olması ve bunun önüne geçilebilmesi için alümina ve titanyum benzeri malzemelere ait alternatifler araştırılmaktadır (Berthelot ve diğ., 2015).

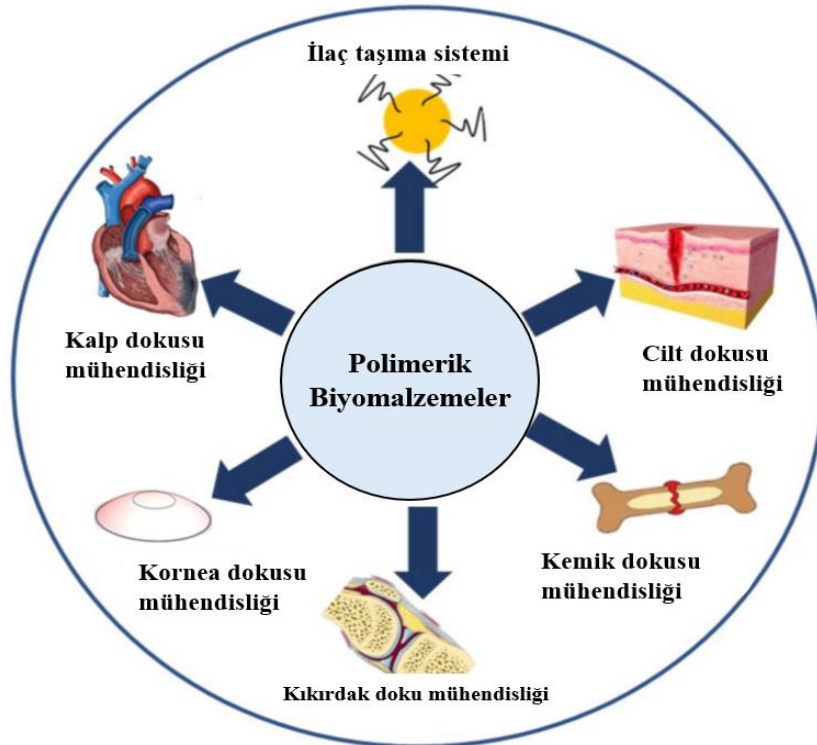
Biyoyumluluk, metalik biyomalzemelerin kullanımındaki en önemli unsurlardandır. Malzemenin vücut ile etkileşim sağlamasında, biyouyumluluk uzun süre zarar vermeden varlık gösterebilmektedir. Bahsedilen özellikler, cerrahi araçlarda ve implantlarda kullanılmaktadır. Kobalt krom ve paslanmaz çelik alaşımlarına göre titanyum ve

alaşımlarındaki biyoyumluluk, daha yüksek bulunmaktadır. Ancak her tür biyomalzemenin biyoyumluluk gösterme potansiyeli farklıdır (Whang ve diğ., 2011).

3.2. Polimerik Biyomalzemeler

Son yıllar itibari ile biyomedikal mühendislikte ve tıbbi uygulamalarda ilerlemeler sağlamış polimerik biyomalzemeler önem arz etmektedir. Sentetik ve doğal formda bulunan polimerler, biyobozunurlukları ve biyoyumlulukları dikkat çekmektedir. Bahsedilen özellikleri ile birlikte bu malzemeler, yara örtüsü, diş hekimliği, ortopedik implant ve doku mühendisliğinde sıklıkla kullanım alanı bulmaktadır.

Polimerik malzemeler bazı özellikleri bünyesinde barındırmaktadır. Özellikle, yüksek moleküler ağırlıklı bileşikler olan polimerler, uzun zincir yapılarından meydana gelmektedir. Söz konusu yapıları ile polimerik malzemeler, kimyasal ve mekanik bazı özellikleri manipüle etme olanağı vermektedir. Esneklikleri ve düşük yoğunlukları nedeni ile ortopedik uygulamalarda ve doku mühendisliğinde tercih sebebi olmaktadır. Bunların yanında, canlı doku ile uyum göstermekte, tıbbi uygulamalarda yaygın biçimde kullanılmakta ve biyoyumluluk gibi özellikleri taşımaktadırlar (Davis, 2003).



Şekil 3.2. Polimerik Biyomalzemeler (Kalirajan ve diğ, 2021)

Doğal kaynaklardan elde edilen polimerler biyopolimerlerdir. Biyolojik manada bozunma özellikleri taşımaktadır. Biyolojik manada bozunabilen polimerlerin doku mühendisliğinde ve yara iyileşmesinde sıklıkla kullanıldığı görülmektedir (Farooq ve diğ., 2012). Vücutta zaman içerisinde bozunmaktadırlar. Bahsedilen polimerler, zararsız bir şekilde vücuttan atılmaktadırlar.

Genel manada daha kontrollü özellikler sunan sentetik polimerler, geniş bir kullanım alanına sahiptirler. Özellikle polipropilen (PP), polietilen (PE) ve poliamid (PA) benzeri sentetikler ise esneklik ve dayanıklılık gibi uzun vadeli kararlılık sağlamaktadır. Bunların yanında, tıbbi cihazlar ve implantlarda biyouyumluluğu arttırmak sureti ile kullanılmaktadır (Kumar ve diğ., 2018).

Tablo 3.1. Polimerik Biyomalzemelerin Tıbbi Uygulamaları

Hücre taşıyıcılığı ve doku mühendisliği (Luz ve Mano, 2011)	Ortopedik implantlar (Abbas ve diğ., 2023)	Diş hekimliği ve restorasyonlar (Henç ve Thompson, 2010)
Hücre çoğalması ve hücre bölünmesine yardımcı yapılar polimerik şebekelerdir.	Ortopedik implantlarda kullanılmaktadırlar.	Diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmakta ve önemli bir yer tutmaktadır.
Bozunabilen polimerlerden üretilmekte ve hücre bölünmesiyle kaybolmaktadır.	Kırıkları iyileştirmekte ve hasarlı dokuları onarmaya yardımcı olmaktadır.	Protezler, dental restorasyonlar ve diş dokularında sıklıkla kullanım alanı bulmaktadırlar.
Kıkırdak ve kemik dokularının mühendisliğinde, poliglaktik asit ve polilaktik asit kullanılmaktadır.	Biyouyumlulukları, esneklikleri ve hafiflikleri nedeniyle ortopedik implantlarda kullanılmaktadırlar. (Örnek; polimer-zirkonya kompozitler)	Kompozit reçineler, dayanıklılıkları ve biyouyumlulukları nedeni ile dişin yapısına uygun tasarlanabilmektedir.

Daha hassas ve hızlı biçimde işlenebilen polimer bloklar, CAD/CAM teknolojileri ile desteklenmektedir (Yenice ve Koçak Büyükdere, 2020).

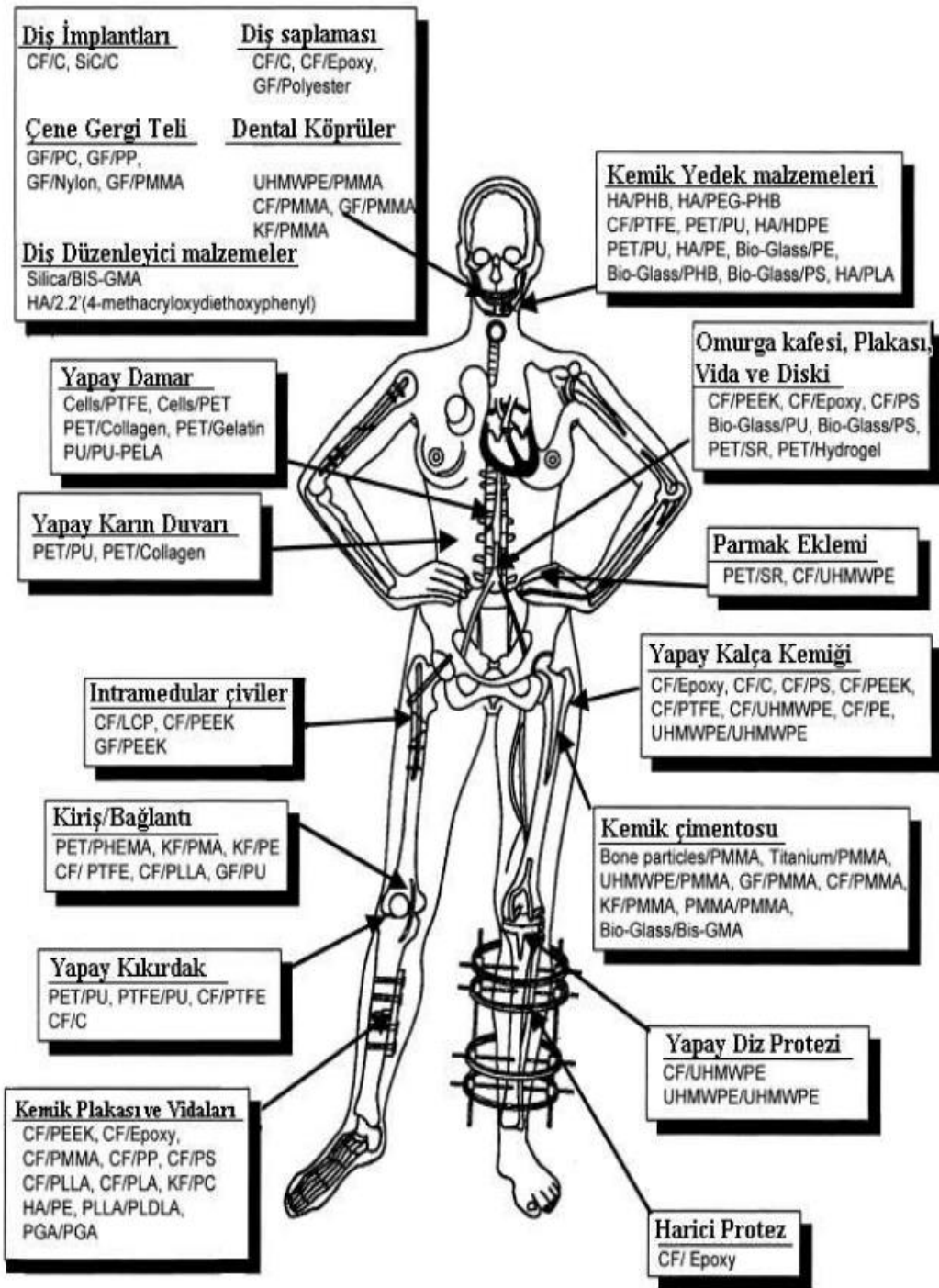
Polimerik malzemeler tıp alanında birçok fonksiyonu barındırdıkları ve potansiyel sahibi oldukları için gelecek vaad etmektedir. Biyopolimerler daha fazla geliştirildikleri takdirde, güvenli ve verimli tıbbi ürünlerin üretimine katkı sağlayacakları ön görülmektedir. Doku yenilenmesi ve organ nakli gibi konularda, yüksek biyouyumluluk, nano-düzeyde tasarım ve kontrollü biyobozunma ile önemli sonuçlar ortaya çıkarmaktadır.

Polimerik biyomalzemelerin önemli bir kullanım alanı da ilaç taşıma sistemleri ve biyosensörlerdir. Bahsedilen sistemlerde, tedavi süreçlerini daha etkili olmasını sağlamaktadır. Bunu da, ilaçların amaçlanan bölgelere taşınmasını sağlayarak yapmaktadır (Blum ve diğ., 2011).

Tedavi sistemlerinde ve tıbbi cihazların tasarımlarında potansiyel teşkil eden polimerik biyomalzemeler, biyouyumlu polimerler ve biyolojik manada bozunabilen ve doku mühendisliğinde, yara iyileşmesinde, diş hekimliğinde ve ortopedik implantlarda önem arz etmektedir. Son yıllarda bu malzemeler ile yapılan başarılı çalışmalarla birlikte, sağlık sorunları daha kolay aşılanmaktadır ve tedavi yöntemleri daha etkili biçimde ortaya çıkmaktadır. Polimerik biyomalzemelerde meydana gelen gelişmeler ve artan polimerik biyomalzeme çeşitliliği, tıp açısından önem arz etmektedir.

3.3. Kompozit Biyomalzemeler

Kompozit malzemeler, iki veya daha fazla farklı malzemenin belirli bir amaca ulaşmak için bir araya getirilmesiyle oluşturulan malzeme grubudur. Bu kombinasyon, malzemelerin kendi başlarına sahip olmadıkları özellikleri sergilemelerine olanak sağlar. Başka bir deyişle bileşenler bir araya gelerek bireysel özelliklerinin çok ötesinde üstün performansa sahip yeni bir malzeme oluşturmaktadır. Kompozit malzemeler çoğunlukla üç boyutlu bir yapıya göre düzenlenir ve bu yapının tasarımında bileşenlerin sinerjik etkisinden yararlanılmaktadır. Bu sayede dayanıklılık, hafiflik, esneklik, ısıya veya kimyasallara dayanıklılık gibi spesifik ihtiyaçları karşılayan malzemeler üretmek mümkün olmaktadır (Özkan A. ve diğ., 2016).



Şekil 3.3. Ortopedide kullanılan Çeşitli Kompozitler ve Kullanım Yerleri (Cömert ve diğ., 2006)

Yüksek mukavemet ve düşük elastikiyet modülüne sahip sentetik biyomalzemeler özellikle ortopedik uygulamalarda yaygın olarak tercih edilmektedir. Malzemelerin bileşimlerinde kolaylıkla değişiklik yapılabilmesi, mekanik ve fizyolojik koşullara uyum sağlama esnekliğini sağlayarak kullanım alanlarının genişlemesini sağlayacaktır (Güven,

2014). Bu malzemeler ortopedik ve dental uygulamaların yanı sıra yumuşak doku implantlarında da etkin bir şekilde kullanılmaktadır (Kükürtçü, 2008).

Zirkonya-alümina benzeri seramik materyallerin birleştirilmesi ile ortaya çıkan kompozitler, kırılma direnci ve yüksek dayanıklılık içermektedir. İfade edilen bu özellikleri ile dental restorasyonlar ve ortopedik implantlar benzeri zorlu medikal uygulamalarda kullanılmaktadırlar (Guazzato ve diğ., 2004). Bunun yanı sıra, düşük yoğunlukları ve estetik özellikleri ile bu kompozitler tercih sebebi olmaktadır.

Tıbbi uygulamalarda kompozit biyomalzemelerin kullanımında bazı alanlar ön plana çıkmaktadır. Bunlar;

- Ortopedik implantlar (Abbas ve diğ., 2023; Denry ve Kelly, 2014):

Zirkonya-toklaştırmış alümina (ZTA) ve alümina-toklaştırmış zirkonya (ATZ) benzeri seramik kompozitlerde öne çıktığı görülmektedir. Bahsedilen kompozitler, yüksek biyouyumluluk ve mekanik özellikler sergilemekte ve eklem ve kırık tedavisinde kullanılmaktadır.

İmplantların uzun ömürlü olmalarında büyük rol oynamakta ve biyouyumluluk özellikleri ile dikkat çekmektedir.

Zirkonya-alümina barındıran kompozitler, aşınmaya karşı ve dayanıklılık açısından geleneksel seramik implantlara göre avantajlı kabul edilmektedir. Zirkonya, kemiklere yerleştirilen protezlerde kullanılırken, yüksek mekanik dayanıklılık ve biyouyumlulukları ile önem arz etmektedir. Bahsedilen kompozitler, ortopedik tedavi uygulamalarında implant başarısını arttırmaktadır (Rieger, 2001).

- Diş hekimliği:

Dental restorasyonlarda büyük bir kullanım alanı bulan kompozit biyomalzemeler, diş hekimliğinde de kullanılmaktadır. Özellikle estetik diş restorasyonlarında ön plandadırlar. Diş dolgularında ve protezlerde zirkonya tabanlı seramiklere rastlanmaktadır (Kelly, 2004).

Mekanik performans ve estetik noktasında kompozit seramiklerin kullanımı başarılı sonuçlar ortaya konmaktadır.

- Doku mühendisliği:

Kıkırdak doku ve kemik mühendisliğinde, zirkonya ve biyolojik manada bozunabilen polimerlerin birleştirilmesiyle doku yenilenmesi ve hücre büyümesi desteklenmektedir. Doku mühendisliğinde biyouyumluluğu arttırarak hücrelerin büyümesine katkı sağlamaktadır (Luz ve Mano, 2011).

İlaç taşıma sistemlerinde ise biyouyumlu yüzeylere sahip olmasıyla kullanım alanı sunmaktadır. Bu sistemlerde, ilaç kontrolünün serbest bırakılmasını sağlamaktadır. Bu şekilde tedaviye ilişkin süreçler daha etkin şekilde yönetilebilmektedir (Blum ve diğ., 2011).

Kompozit biyomalzemeler günümüzde kullanılan en popüler biyomalzeme çeşitlerindendir. Özellikle biyomühendislik ve nanoteknoloji alanlarında oluşan ilerlemeler, yeni tıbbi uygulamaların kullanılmasına ve kompozitlerin özelleştirilmesine imkan tanımaktadır. Örneğin, zirkonya ve alümina benzeri seramik kompozitlerin üzerinde gerçekleştirilen nanoteknolojik modifikasyonların malzemelere ait biyouyumluluğu ve dayanıklılık unsurunu arttırdığı görülmektedir. Bunların yanında, bu kompozitlerin, daha uzun ömürlü ve biyouyumlu biyomalzeme elde etmede başarılı oldukları görülmektedir.

Polimerlerin biyolojik olarak bozunabilenleri, kompozitler içerisinde kullanılmakta ve yara iyileşmesine ilişkin çeşitli uygulamalarda ve ilaç taşımada önem arz etmektedir. Bunların yanı sıra, bahsedilen polimerlerin biyolojik süreçlere dahil olmalarında zararlı etkiler bırakmadan vücutta çözündükleri görülmektedir (Farooq ve diğ., 2012).

3.4. Biyoseramikler

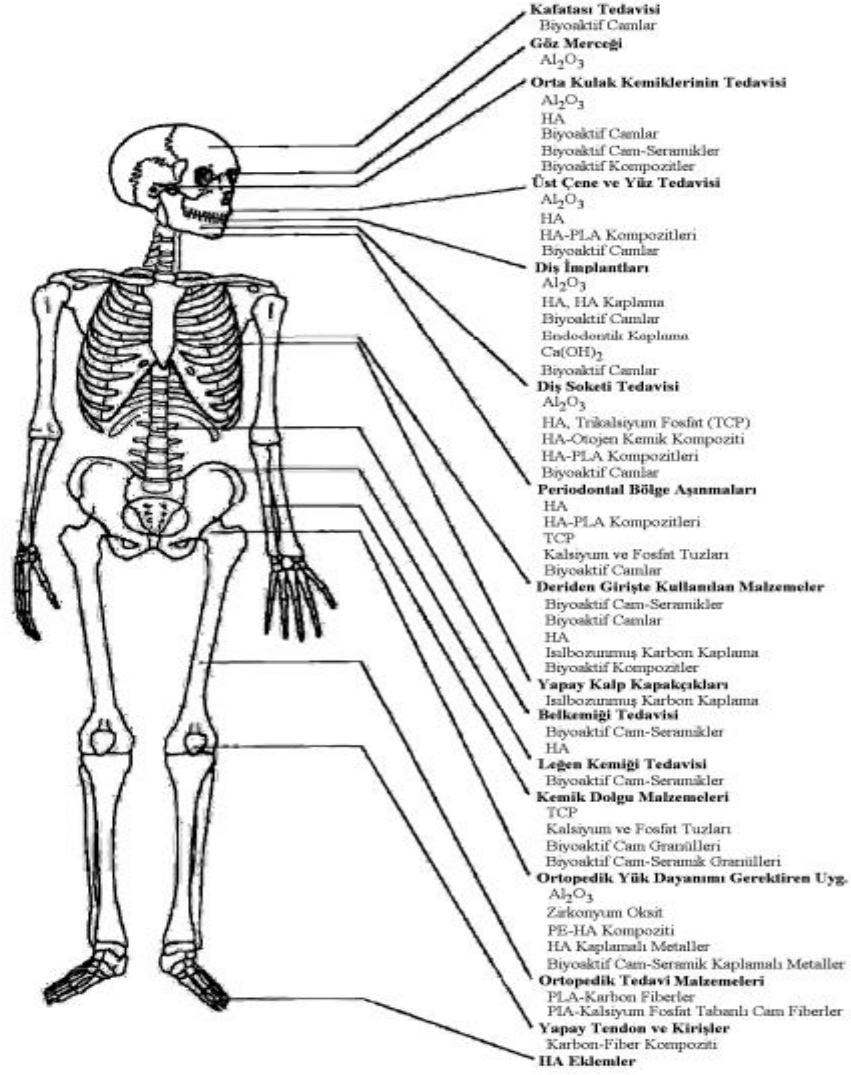
Biyoseramikler, biyolojik sistemlerle uyumlu özellikleri nedeniyle biyomedikal uygulamalarda oldukça önemli malzemelerdir. Bu tür malzemeler, organik olmayan yapılar olmasına rağmen, kemik, diş ve diğer dokularla etkileşime girerek iyileşme süreçlerini desteklemektedir. Biyoseramiklerin en önemli özellikleri arasında

biyoyumlulukları ve biyobozunabilir olmaları dikkat çekmektedir. Bu özellikler, biyoseramiklerin vücutta doğal bir şekilde entegre olabilmelerini sağlar, böylece ortopedik implantlar, diş dolguları ve ortopedik cihazlar gibi çeşitli tıbbi uygulamalarda, vücut dokularıyla uyumlu bir şekilde iyileşmeyi hızlandırmaktadır.

Özellikle son yıllarda, biyoseramiklerin daha dayanıklı, uzun ömürlü ve biyoyumlu hale gelmesi için yapılan çalışmalar, bu alanda büyük bir ivme kazanmıştır (Babaei ve diğ., 2020).

Biyoseramikler, alümina, zirkonya ve hidroksiapatit (HA) gibi bileşenlerle üretilir ve her biri farklı biyolojik ihtiyaçlara yönelik tasarlanabilmektedir. Bu malzemeler, içerdikleri kimyasal yapılar sayesinde, biyolojik ortamlarla etkileşimde bulunarak yüksek mekanik dayanıklılık ve biyoyumluluk sağlamaktadır. Özellikle hidroksiapatit, kemik dokusuna benzer yapısı sayesinde kemik rejenerasyonu ve diş tedavileri için uygun bir seçenek sunmaktadır. Biyoseramiklerin kullanım alanı yalnızca ortopedik ve dental alanlarla sınırlı değildir; aynı zamanda biyomühendislik ve hücre biyolojisi gibi alanlarda da çeşitli tedavi yöntemlerinin geliştirilmesinde kritik bir rol oynamaktadır. Bu bağlamda, biyoseramikler, biyolojik işlevselliği artıran ve yenilikçi tedavi yöntemlerinin ortaya çıkmasına katkı sağlayan önemli malzemelerdir (Li ve diğ., 2022).

Biyoseramiklerin tasarımında, sadece biyoyumluluk değil, aynı zamanda malzemenin mekanik özellikleri ve üretim süreçlerinin de ön planda tutulması gerekmektedir. Örneğin, zirkonya seramikleri, diş hekimliğinde estetik kaygıları karşılamakla birlikte, yüksek mekanik direnci sayesinde çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklıdır. Bu özellik, zirkonyayı dental implantlar için popüler bir seçenek haline getirirken, biyoseramiklerin modifikasyonuna yönelik yapılan araştırmalar, bu malzemelerin mekanik özelliklerini iyileştirirken biyoyumluluğunu da artırmayı amaçlamaktadır (Zhou ve diğ., 2023).



Şekil 3.4. Biyoseramiklerin Kullanım Alanları (Nicolodi ve diğ., 2004)

Son yıllarda biyoseramiklerin özelliklerini geliştirmek amacıyla kullanılan çeşitli modifikasyon teknikleri büyük bir ilgi görmektedir. Özellikle nanoteknoloji, biyoseramiklerin yüzey özelliklerini iyileştirerek hücrel etkileşimleri güçlendirebilmektedir. Nanoyapılı biyoseramikler, daha fazla yüzey alanı sunarak hücrelerin bu malzemelere daha iyi tutunmasını sağlamaktadır ve biyoaktivitelerini artırmaktadır. Bu biyoseramiklerin mekanik dayanıklılıkları da yüksek olup, biyouyumlulukları da gelişmiş olacağı ön görülmektedir. Ancak, nanoyapılı biyoseramiklerin üretim maliyetlerinin yüksek olması ve üretim süreçlerinin karmaşıklığı, bazı zorluklar yaratmaktadır. (Gao ve diğ., 2019; Wang ve diğ., 2021).

4. DENTAL SERAMİKLER

Dental biyoseramikler vücuttaki hasarlı veya hastalıklı sert dokuyu tedavi etmek, onarmak, güçlendirmek veya değiştirmek için kullanılan özel biyomateriyallerdir. Bu malzemeler tıp alanındaki kullanımlarının yanı sıra elektronik, optik, enerji gibi çeşitli teknik alanlarda da kullanılmaktadır. Biyoseramiklerin tarihi 18. yüzyılda diş kaplamalarının tedavisinde kullanılan porselen ile başlamıştır. Daha sonra 19. yüzyılda Paris alçısının diş hastalıklarının tedavisinde kullanılması popüler hale gelmiştir (Chevalierve Gremillard, 2009).

Teknolojinin ilerlemesiyle birlikte biyoseramiklerin tıpta kullanımı 20. yüzyılda önemli ölçüde artmıştır (Rieger, 2001). Biyoseramiklerin tıp alanında kullanılmasının temel nedenleri biyoyumluluk, sınırlı bozunma oranı ve yüksek mekanik dayanımdır. Ayrıca bu malzemeler düşük ısı iletkenliği, yüksek erime sıcaklığı ve plastik deformasyona karşı yüksek direnç gibi özelliklerle karakterize edilmektedir. Bu özellikler biyoseramikleri vücut dostu bir alternatif haline getirmektedir (Davis,2003). Biyoseramikler, polikristalin yapılar (alümina ve hidroksiapatit gibi), biyocamlar ve cam seramikler ve kompozit malzemeler (polietilen hidroksiapatit gibi) dahil olmak üzere çeşitli formlarda üretilmektedir (Farooq ve diğ., 2012).

Alüminyum oksit (Al_2O_3), zirkonyum oksit (ZrO_2), kalsiyum fosfat (CaO) ve biyocam, özellikle sert doku mühendisliği uygulamalarında mükemmel mekanik özellikleri nedeniyle sıklıkla tercih edilmektedir (Luz ve diğ.,2011). Biyomateriyallerin biyoyumluluğu, implantın vücutla uyum içinde çalışabilmesi ile belirlenir ve bu, implantın ömrü boyunca önemli bir rol oynamaktadır. İmplant yerleştirildikten sonra biyoseramik yüzeyde oluşan apatit, implant ile vücut dokuları arasındaki bağı güçlendirmektedir. Biyoseramikler genel olarak üç ana gruba ayrılır: biyoinert seramikler, biyoaktif seramikler ve biyolojik olarak parçalanabilir seramikler. Her grubun kendine göre güçlü ve zayıf yönleri vardır (Kumar ve diğ., 2018).

4.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi ve Gelişimi

Seramik üzerine çalışmalar, Avrupalılar'ın seramik formülünü keşfetmesi üzerine 17.yy başlarında başlamıştır (Jones, 1985).

Diş hekimliğinin önde gelen isimlerinden Pierre Fauchard; 1728 senesinde kaleme aldığı "Le Chirurgien Dentiste, ou Traité des Dents" adlı eserinde seramiklerin diş hekimliği alanında kullanılabileceğini ortaya koymuştur (Anusavice, 1998; Moleney, 2009). İlk seramik yapay dişler ise 1774 senesinde Paris'te Alexis Duchateau ve Nicholas Dubois de Chemant tarafından Paris'te üretilmiş ve diş hekimliğinde kullanılmıştır. Paris'te eğitim alan Peale, 1817 senesinde dental seramikleri Amerika'ya tanıtmıştır. Bilinen ilk kişisel seramik restorasyonlarının tarihçesi ise 1837 senesinde, Murphy'nin bilimsel tezine dayanmaktadır. 1838 senesinde porselenin transparanlığı ve renginin gelişimi, Elias Wildman'ın vakumlu fırınlama yöntemini ilk defa kullanmasıyla mümkün olmuştur (Kelly ve diğ., 1996). Porselenin sabit protezlerdeki kullanımı, 1886 ve 1888 yıllarında Dr. Charles Land'ın platin ve altın yapraklar üzerinde feldispatik porseleni işleyerek bu alandaki öncülüğü elde etmesiyle başlamıştır (Kelly ve diğ., 1996; Rosentiel ve diğ., 2006; McLean, 2001).

1965 senesinde McLean ve Hughes, günümüzde yaygın olarak kullanılan tam porselen sistemlerinin temelini atan bir çalışma gerçekleştirerek, %40-50 oranlarında alümina kristalleriyle güçlendirilmiş jaket kuron üretimini geliştirmişlerdir (Wildgoose ve diğ., 2004).

Bu prosedür, seramiğin hem daha dayanıklı hem de termal şoklara karşı daha dirençli bir yapıya sahip olmasını sağlamıştır. Daha dayanıklı porselen üretimi ve füzyon tekniklerinin geliştirilmesi, porselenlerin daha kullanışlı ve kırılmaya karşı dayanıklı bir şekilde üretilmesini mümkün kılmıştır (Guazzato ve diğ., 2004).

Adair ve Grossman, 1984 senesinde camın kontrollü kristalleşmesini sağlayan bir teknik geliştirmişlerdir. Ayrıca Brugges, %70 alümina (Al_2O_3) içeren yeni bir refrakter kalıp yöntemi üzerinde çalışarak bu alanda önemli bir yenilik sunmuştur (Raigrodski, 2004).

Günümüzde, dental seramiklerin geliştirilmesinde nanoteknolojinin kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır. Nanoyapılı seramikler, yüzey özelliklerini iyileştirerek daha iyi biyouyumluluk ve hücre etkileşimi sağlamakta, ayrıca mekanik dayanıklılığı artırmaktadır. Nanoteknolojinin sunduğu bu avantajlar, seramiklerin ömrünü uzatırken, aynı zamanda estetik açıdan daha doğal bir görünüm elde edilmesine olanak tanımaktadır (Yuan ve diğ., 2021).

Nanokompozitler, kırılma direncini artırarak, dental restorasyonların daha uzun süre dayanmasını sağlamakta ve diş hekimliğinde daha dayanıklı malzemelerin kullanılmasını mümkün kılmaktadır.

Seramik restorasyonların dayanıklılığını artırmak amacıyla seramik yapıya entegre edilen en yenilikçi malzemelerden biri zirkonyum dioksittir. Tüm seramik restorasyonlar için ideal altyapı malzemesi olarak ise itriyum tetragonal zirkonyum polikristal (Y-TZP) bazlı seramiklerin kullanılması en son noktayı temsil etmektedir (Yılmaz ve diğ., 2007). Zirkonya ve diğer biyouyumlu malzemeler, diş implantları ve diğer restorasyonlarda tercih edilmektedir. Bu tür implantlar, metal bazlı implantlara göre daha az alerjik reaksiyon riski taşımakta ve estetik açıdan doğal dişe daha yakın sonuçlar vermektedir. Gelecekte, dental seramiklerin biyobozunabilirliğinin iyileştirilmesi ve hücre etkileşiminin optimize edilmesi, tedavi süreçlerinin daha verimli ve daha sağlıklı hale gelmesine olanak sağlayacaktır (Choi ve diğ., 2022).

4.2. Dental Seramiklerin Özellikleri

Diş seramikleri, genellikle oksijenin bir veya daha fazla metalik ya da yarı metalik elementle bir araya gelerek oluşturduğu bileşenleri içeren, metal olmayan inorganik yapılar olarak tanımlanır (Alla, 2013). Dental seramikler, eksik, hasarlı veya çürümüş diş yapılarını onarmak için diş protezlerinde kullanılan malzemelerdir (Rosenblum, 1997). Diş hekimliğinde seramikler, mükemmel estetik özellikleri, aşınma dirençleri, kimyasal eylemsizlikleri, düşük ısı iletkenlikleri ve düşük ısı yayılma oranları sayesinde yapay diş protezleri, kuronlar, köprüler, seramik postlar, abutmentler ve metal alt yapılar üzerine implantlar ve kaplamalar yapmak için yaygın olarak kullanılır (Rosenblum, 1997; Denry, 2010).

Dental seramikler ağız içi dokularıyla yüksek biyouyumluluk gösterir ve kimyasal olarak inerttir ve uzun vadeli restorasyonlar için tercih edilen, doğal dişlerle en iyi renk uyumunu sunan malzemelerdir. Seramiğin yapısı, bileşimi, yüzey bütünlüğü ve boşlukların varlığı gibi faktörlere bağlı olarak değişkenlik gösterir. Ayrıca, mukavemet yüzey bileşenlerinin varlığıyla da ilişkilidir. Kristalin fazların doğası, miktarı, parçacık boyutu ve termal genleşme katsayısı, bu malzemelerin mekanik ve optik özelliklerini önemli ölçüde etkiler (Deany, 1996).

Seramiklerin yüksek optik, termal ve kimyasal özelliklere sahip olması nedeniyle dental seramiklerin diş hekimliğinde kullanımı yaygınlaşmıştır (Pollington, 2009). Seramiğin sert ve kırılğan bir yapısı vardır. Yüksek estetik özelliklere sahip olması diş hekimliğinde kullanımlarının esas nedenidir. Dental seramikler ışığı emme ve dağıtma özelliklerine sahiptir. Doğal dişlerin rengi ve saydamlığını taklit etme kapasitesine sahiptir. Kimyasal olarak stabil yapıya sahiptir. Ağız içinde güçlü bir aşınma direnci ve renk stabilitesi sunar. Isıl genleşme ve iletkenlik özellikleri dentin ve mineye benzerdir (Björkner, 1994).

Diş restorasyonlarında kullanılan seramiklerin, estetik özelliklerinin yanı sıra, dayanıklılıkları da büyük bir öneme sahiptir. Dental seramikler, çiğneme kuvvetleri ve çeşitli fiziksel zorluklara karşı dirençli olmalıdır. Zirkonya seramikleri, bu konuda oldukça üstün özelliklere sahiptir. Yüksek kırılma direnci ve mükemmel mekanik özellikleri sayesinde, diş köprüleri, büyük kuron restorasyonları gibi uzun vadeli çözümler için tercih edilmektedir. Zirkonya, yalnızca dayanıklı olmakla kalmaz, aynı zamanda doğal diş benzer bir opaklık da sağlar, bu da estetik açıdan önemli bir avantaj olmaktadır (Zhao ve diğ., 2020).

Dental seramiklerin bir diğer önemli özelliği, ısıl genleşme oranlarıdır. Isıl genleşme, malzemenin sıcaklık değişimlerine verdiği tepkiyi ifade etmektedir. Dişin doğal yapısı ile seramik arasındaki uyum, ısıl genleşme oranlarının benzer olmasına bağlıdır. Eğer bu oranlar uyumsuz olursa, seramik çatlayabilir veya kopabilir. Zirkonya seramikleri, ısıl genleşme açısından vücut dokularına uyum sağlayacak şekilde tasarlanmıştır ve bu nedenle diş restorasyonlarında güvenle kullanılabilir. Isıl genleşme oranları, seramiğin ömrünü doğrudan etkileyen faktörlerden biridir ve bu özellik, doğru malzeme seçiminde göz önünde bulundurulmalıdır (Gosman ve diğ., 2020).

5. DENTAL SERAMİKLERİN SINIFLANDIRILMASI

Diş seramikleri kullanım alanı, bileşimi ve üretim süreci, pişirme sıcaklığı, mikro yapısı, yarı saydam özellikleri ve kırılma direnci olmak üzere farklı kategorilere ayrılabilir (Gracis ve diğ., 2015; Anusavice ve diğ., 2012).

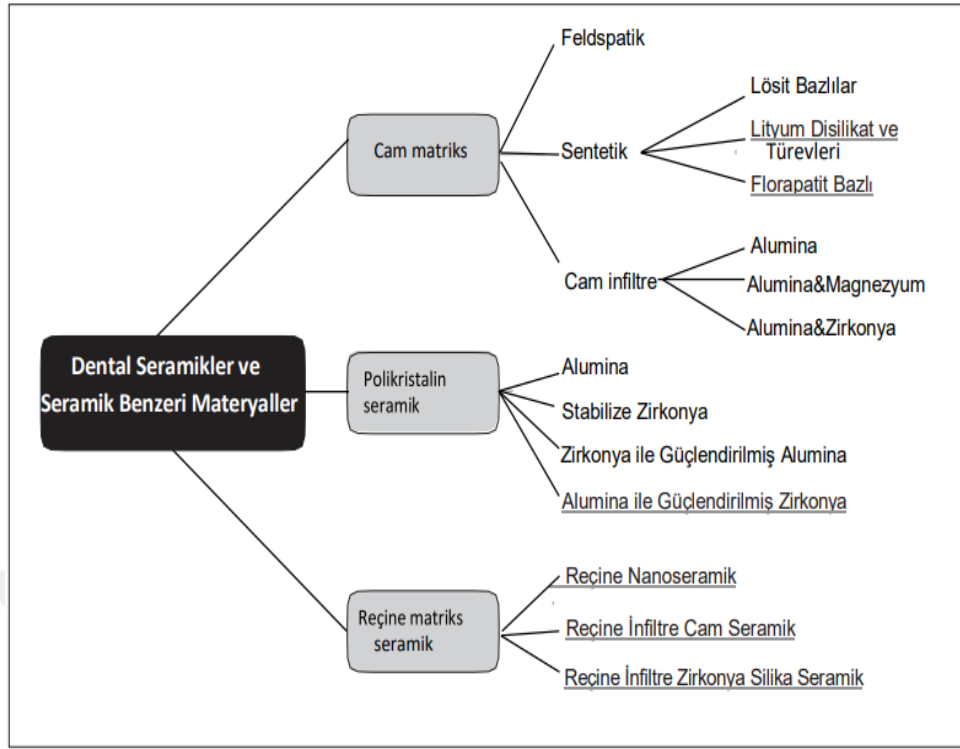
Seramikler, genel olarak kristalin seramikler ve kristalin olmayan seramikler (amorfor katılar ve camlar) olarak iki kategoriye ayrılabilir. Kristal fazın niteliği ve miktarı, dental seramiğin optik ve mekanik özelliklerini belirleyen en önemli faktördür. Camsı fazın miktarı arttıkça, seramiklerin saydamlığı da artar; ancak, camsı fazın fazla olması, çatlakların yayılımına karşı direncin azalmasına ve dolayısıyla yapının zayıflamasına neden olur. Öte yandan, kristal fazın artması, mekanik özelliklerde bir iyileşme sağlarken estetik özelliklerde bir azalma da görülmesine neden olabilmektedir (Babu ve diğ., 2015).

Bu tür seramikler, yapım teknikleri, ışık geçirgenlik özellikleri ve alt yapılarda kullanılabilen malzemelere göre çeşitli sınıflara ayrılabilir (Yalın, 2012).

Seramik restoratif materyallerinin formülasyonlarındaki belirgin özelliklere dayalı olarak yeni bir yaklaşım geliştirilmiştir. Bu yaklaşım sayesinde seramik materyalleri üç ana grupta sınıflandırmak mümkündür:

- Cam-matriks seramikler: Cam fazı içeren metal olmayan inorganik seramik malzemeler.
- Polikristalin seramikler: Herhangi bir cam fazı içermeyen metal olmayan inorganik seramik malzemeler.
- Reçine-matriks seramikler: Porselen, cam, seramik ve cam seramikleri içerebilen, ağırlıklı olarak inorganik refrakter bileşikler içeren polimer matriksler.

Cam matriks seramik ailesi, üç farklı alt gruba ayrılmaktadır: doğal olarak oluşan feldispatik seramikler, sentetik seramikler ve camla filtrelenmiş seramikler. Polikristalin seramikler ise dört alt gruba ayrılmaktadır: alümina, stabilize edilmiş zirkonya, zirkonya ile sertleştirilmiş alümina ve alüminayla sertleştirilmiş zirkonya. Üçüncü grup olan reçine matriks seramikler de, içeriklerine bağlı olarak çeşitli alt gruplara ayrılmaktadır (Gracis ve diğ., 2015).



Şekil 5.1. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması (Gracis ve diğ., 2015)

5.1. Cam Matriks Seramikler

Cam fazı içeren ve metal özellikleri olmayan inorganik seramik malzemelerdir. Kendi içinde üç gruba ayrılır.

5.1.1. Feldispatik

Bu seramik türü, kaolin, doğal feldispat ve kuvarstan oluşan üçlü bir malzeme düzeneğine dayanmaktadır. Potasyum feldispar, miktarına göre yalnızca restorasyonun içsel dayanımını artırmakla kalmaz; aynı zamanda bu porseleni metal altyapılara uyumlu hale getiren lösit kristallerini de oluşturur. Bu kristallerin termal genleşme katsayısı, metal altyapıminkinden %10 veya daha düşük düzeydedir (Anusavice, 2012; Sakaguchi, 2012). Günümüzde bu materyaller, ya metal alaşımlar ve zirkonyum, lityum disilikat gibi seramiklerin kaplanması veneer malzemesi olarak ya da inley ve onleylerde tek başına estetik bir materyal olarak kullanılmaktadır (Guess, 2011).

5.1.2. Sentetik

Lösit, lityumdisilikat ve floroapatit içerikli seramiklerdir.

- Lösit: Bu malzemeler kimyasal olarak $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$ kombinasyonundan oluşur. Seramik içeriğini güçlendirmek için l  sit eklenmektedir. Lösit içeren seramiklerin kırılma direncinin d    k olması en büyük dezavantajıdır (Peterson ve di  ., 1998; Yavuzylmaz, 2005).
- Lityum disilikat: %70 oranında kristal içeren cam seramiklerdir. Malzemenin dayanıklılığı, mikro yapısındaki köşk plaka şeklindeki kristallerin rastgele dağılması ve birbirine kilitlemesi sayesinde sağlanır. Ayrıca, hacimce d    k bir miktarda lityum ortofosfat (Li_3PO_4) adlı ikinci bir kristal faz olarak bu seramiklerin içinde bulunmaktadır. Lityum disilikat kristalleri ve lityum ortofosfat, camsı matrikse entegre bir yapıdadır. Böylece bu kristallerin bir araya gelerek oluşturduğu a  , malzemenin dayanıklılığını ve direncini artırır. Lityum disilikat temelli seramiklerin bükülme dayanımı ise 300-350 MPa arasındadır (Warreth ve di  ., 2020; McLean, 1995).
- Florapatit: Florapatit içeren seramikler, camsı bir feldspatik matriks içinde dağılmış florapatit kristallerinden ($\text{CaF}_2 (\text{PO}_4)_6$) oluşur (Sınmazışık, 2006). Bu kristaller di   restorasyonunun şeffaflığını arttırarak doğal bir görünüm kazandırır (Junpoom ve di  ., 2011).

5.1.3. Cam İnfiltre Seramikler

Slip döküm işlemi yöntemiyle üretilirler. Bu yöntem, refrakter modeller üzerinde kristal yapının yoğunlaştırılarak fırında sinterlenmesiyle elde edilen gözenekli alt yapının, daha sonra yüksek sıcaklıklarda cam ile infiltrasyonu ile güçlendirildiği bir üretim sürecidir. Cam infiltre seramikler az gözeneklilik, işleme bağlı olarak daha az kusur, artan direnç ve yüksek sertlik sunmaktadır (Warreth ve di  ., 2020).

5.2. Reçine Matriks Seramikler

Reçine matriks seramikler, hem seramiğin hem de kompozitlerin olumlu özelliklerini bir araya getiren yenilikçi bir seramik sınıfıdır. Bu seramikler, biyouyumlu malzemeler olarak öne çıkmaktadır.

Seramiklerin kimyasal stabilitesi, bükülme dayanımı ve elastik modülleri, kompozit malzemelere göre oldukça yüksektir. Ancak, bu avantajların yanı sıra, doğal dişlere göre

daha fazla aşınmasına ve onarımlarının zor olmasına neden olmaktadır. Kompozitlerin de avantajları vardır; ancak aşınma direnci, biyouyumluluğu ve mekanik özellikleri, seramiklerinkinden daha zayıf kalmaktadır. Bu iki materyalin faydalı özelliklerini birleştiren reçine matriks seramikler, bilgisayar destekli tasarım ve üretim teknolojisiyle üretilip piyasaya sunulmuştur. Bu malzemeler, yüksek oranda doldurulmuş seramik parçacıkları içeren organik bir matriks yapısına sahiptir. Reçine matriks seramikler, dentine yakın bir elastik modül sunar ve ağız içinde kolayca aşındırılabilir (Akarca ve diğ.,2022).

Reçine matriks seramikler inorganik doldurucularına göre üç alt gruba ayrılır; Reçine nanoseramik, Reçine matriks içerisinde iç içe geçmiş cam seramik, Reçine matriks içerisinde iç içe geçmiş zirkonya-silika seramik (Gracis,2015).

5.3. Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramikler, son yıllarda diş hekimliğinde dayanıklılık ve uzun ömürlülük açısından önemli bir malzeme grubu olarak dikkat çekmektedir. Bu seramikler, tek bir kristalin faz yerine, çok sayıda küçük kristalin birleşmesiyle oluşturulur ve bu yapı, malzemenin dayanıklılığını önemli ölçüde artırmaktadır. Diğer seramik türlerine göre polikristalin seramikler, daha yüksek mekanik özelliklere sahip olma eğilimindedir ve bu nedenle özellikle zirkonya ve alümina gibi malzemeler, dental restorasyonlar ve implantlar gibi uygulamalarda sıklıkla tercih edilir. Zirkonya, mekanik dayanımının yanı sıra biyouyumluluğu ile de öne çıkar, bu da onu dental tedavilerde en çok tercih edilen polikristalin seramiklerden biri haline getirmektedir (Zhao ve diğ., 2020). Ancak, polikristalin seramiklerin estetik açısından bazı sınırlamaları bulunmaktadır, çünkü bu malzemeler, ışık geçirgenliği konusunda daha düşük performans sergileyebilir. Bu durum, özellikle ön diş restorasyonlarında bazı estetik sorunlara yol açabilmektedir.

Polikristalin seramiklerin üretimi, çeşitli yöntemlerle gerçekleştirilir. Bu üretim süreçlerinin başında toz presleme ve sinterleme yöntemleri gelmektedir. Bu işlemler, seramiğin daha homojen ve dayanıklı hale gelmesini sağlamaktadır.

Toz presleme, küçük seramik tozlarının yüksek sıcaklıklarda preslenerek şekil almasını sağlamaktadır, ardından sinterleme aşamasında bu yapı sertleşmektedir. Zirkonya bazlı

polikristalin seramikler, yüksek elastik modül ve aşınma direnci gibi özellikler sunarak, özellikle diş köprüleri ve implantlar gibi uzun ömürlü ve fonksiyonel çözümler için ideal malzemelerdir (Wang ve diğ., 2022).

Polikristalin seramiklerin dayanıklılığı, onları yüksek çiğneme kuvvetlerinin olduğu arka diş bölgelerinde kullanılmaya uygun hale getirmektedir. Diğer seramik türlerine kıyasla daha sert olan bu malzemeler, uzun süreli kullanımlarında dahi kırılma ya da aşınma gibi olumsuzluklar göstermezler. Zirkonya, özellikle dental implantlar için tercih edilen bir malzemedir, çünkü biyouyumluluğu oldukça yüksektir ve kemik ile entegrasyon sürecinde önemli bir rol oynamaktadır. Ayrıca, zirkonyanın yüksek aşınma direnci, malzemenin uzun süre boyunca fonksiyonel kalmasını sağlar. Bununla birlikte, estetik açıdan sınırlı olan zirkonya, daha doğal bir görünüm elde etmek için bazı ek işlem ve kombinasyonlar gerektirebilmektedir (Stojanovic ve diğ., 2022).

Polikristalin seramiklerin biyouyumluluğu da oldukça yüksektir, bu da onları dental uygulamalar için ideal kılmaktadır. Zirkonya, alümina ve diğer bu tür seramikler, vücuda zarar vermeden uzun süreli kullanıma uygundur. Ayrıca, kimyasal dirençleri yüksektir, bu da ağız içindeki asidik ortamda stabil kalmalarını sağlamaktadır. Biyouyumluluk açısından, polikristalin seramikler, ağızdaki bakterilere karşı da dirençlidir ve bu özellik, diş tedavilerinde uzun süreli başarı şansı sunmaktadır (Sato ve diğ., 2023). Bu seramiklerin biyouyumluluğu, özellikle dental implantlar ve protezler gibi uygulamalarda büyük önem taşımakta, çünkü malzemenin vücuda uyum göstermemesi, enfeksiyon ve diğer komplikasyonlara yol açabilmektedir.

5.3.1. Alümina

Alümina (Al_2O_3), diş hekimliği alanında özellikle polikristalin seramiklerin bir bileşeni olarak önemli bir yer tutmaktadır. Bu malzeme, seramiklerde aranan mekanik dayanıklılık, biyouyumluluk ve kimyasal direnç gibi özelliklerin bir kombinasyonunu sunarak diş restorasyonlarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Alümina, diş protezleri ve implantları için güçlü bir malzeme olup, özellikle yüksek mekanik dayanım ve aşınma direnci gerektiren durumlarda tercih edilmektedir.

Bu özellikler, malzemenin uzun süreli kullanımda bile performansını korumasını sağlamaktadır. Bunun yanı sıra, alümina diş hekimliğinde biyouyumluluğu ile öne çıkar; bu da implant uygulamalarında ve diş tedavilerinde hastanın dokuya uyum sağlamasına yardımcı olmaktadır (Takahashi ve diğ., 2021).

Alüminanın dayanıklılığı ve mekanik özelliklerinin yanı sıra, düşük ışık geçirgenliği gibi estetik sınırlamaları da vardır. Bu durum, özellikle estetik gereksinimlerin yüksek olduğu ön bölge restorasyonlarında bir zorluk teşkil edebilmektedir. Ancak, bu tür sınırlamaları aşmak amacıyla, alümina bazlı seramikler üzerine yapılan yüzey modifikasyonları ve kompozit materyal katkıları sayesinde estetik performansı artırılabilir. Diğer seramik malzemelerle karşılaştırıldığında, alümina, özellikle diş hekimliğinde daha düşük termal iletkenlik göstererek, dişlerdeki sıcaklık değişimlerine karşı daha dirençli hale gelmektedir (Bourauel ve diğ., 2022). Ayrıca, alümina, zirkonya gibi diğer popüler malzemelerle kombinlendiğinde her iki malzemenin avantajlarından faydalanılabilir, bu da mekanik dayanıklılığı artırırken estetik özellikleri de iyileştirebilmektedir.

Alümina ve zirkonya gibi polikristalin seramikler arasındaki karşılaştırmalar, her birinin kendine özgü avantajlarını ortaya koymaktadır. Alümina, zirkonya ile kıyaslandığında daha esnek ve daha az kırılabilir bir yapıya sahiptir. Ancak, alümina genellikle daha düşük ışık geçirgenliği ve renk uyumu ile sınırlıdır. Bu sınırlamalar, daha iyi estetik sonuçlar isteyen ön diş restorasyonlarında daha fazla sorun yaratabilmektedir. Alümina bazlı seramiklerin estetik özelliklerinin artırılması, günümüzdeki araştırmaların odaklandığı ana konulardan biridir. Bu bağlamda, alümina ile yapılan yüzey iyileştirmeleri ve yeni işleme teknikleri, estetik açıdan daha tatmin edici sonuçlar elde edilmesini sağlamaktadır (Matsumura ve diğ., 2019).

Alümina bazlı seramiklerin biyouyumluluğu, bu malzemelerin dental implantlar ve protezler için tercih edilmesinin başlıca nedenlerinden biridir. Alümina, vücutla uyumlu olup, kemik dokusuyla iyi entegrasyon sağlar, bu da implantların uzun ömürlü olmasına yardımcı olmaktadır. Kimyasal dayanıklılığı ve biyolojik stabilitesi sayesinde alümina, tükürük ve diş eti sıvıları gibi biyolojik ortamlarla uzun süreli temas ettiklerinde bile bozulmamaktadır. Bu özellikler, alümina bazlı seramiklerin güvenliğini ve dayanıklılığını artırmaktadır.

Diğer taraftan, alümina bazlı malzemelerin biyouyumluluğu üzerine yapılan çalışmalar, bu malzemelerin yeni tedavi yöntemleri ve dental uygulamalardaki potansiyelini daha da geliştirmeyi amaçlamaktadır (Sánchez ve diğ., 2021).

5.3.2. Stabilize Zirkonya

Stabilize zirkonya, diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilen, son derece dayanıklı ve biyolojik olarak uyumlu bir seramik malzemedir. Zirkonya, saf haliyle oldukça kırılgan ve düşük çatlama direncine sahipken, belirli stabilizatörlerle işlenerek mekanik özellikleri önemli ölçüde iyileştirilebilmektedir. En yaygın stabilizatörler arasında itriyum (Y_2O_3) ve kalsiyum oksit (CaO) yer almaktadır. Bu stabilizatörler, zirkonya kristallerinin iç yapısını stabilize ederek, malzemenin daha sağlam ve dayanıklı olmasını sağlamaktadır. Bu özellik, özellikle dental restorasyonlar, implantlar ve tam kuronlar gibi yük taşıyan uygulamalar için son derece faydalıdır (Barbosa ve diğ., 2023).

Zirkonya, monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere üç farklı kristal faza sahiptir. Ancak, bu fazlar arasında tetragonal faz, zirkonya için en dayanıklı formdur. Bu fazın stabil kalabilmesi için stabilizatör maddelerinin eklenmesi gerekmektedir. Zirkonya, stabilizatör katkıları sayesinde, normalde kırılgan olan yapısal özelliklerini geliştirebilir ve çok daha dayanıklı hale gelmektedir. Bu işleme süreci, zirkonya malzemesinin çatlama direncini arttırmaktadır ve dental uygulamalarda uzun süreli güvenilir performans sağlamaktadır. Stabilize zirkonya malzemesinin, özellikle yüksek çekme dayanımı ve aşınma direnci gibi üstün mekanik özellikleri ile dikkat çekmektedir (Soto ve diğ., 2022).

Zirkonyanın estetik özellikleri de, onu dental restorasyonlarda cazip bir seçenek haline getirmektedir. Geleneksel seramikler, özellikle arka dişlerde, daha az estetik bir görünüme sahipken, stabilize zirkonya, dişin doğal görünümüne daha yakın bir şeffaflık ve ışık geçirgenliği sağlamaktadır. Bu özellikleri, stabilize zirkonyayı sadece mekanik açıdan değil, aynı zamanda estetik açıdan da ideal bir malzeme yapmaktadır. (Liu ve diğ., 2021). Zirkonya, yüksek elastik modül ve sertlik gibi mekanik özelliklere sahipken, bu özellikler bazen kompozit malzemelerle uyumsuzluk yaratabilmektedir. Örneğin, zirkonyanın elastik modülünün doğal dişin elastik modülünden farklı olması, kompozit malzemelerle yapılan birleşimlerde gerilim farklarına yol açabilmektedir.

Bu da, malzemenin birleşim yerlerinde çatlamlar veya deformasyonlar oluşturabilmektedir. Ancak, stabilize zirkonya ile yapılan yüzey modifikasyonları, bu uyumsuzluğu azaltabilmekte ve malzemenin daha esnek bir yapı kazanmasına olanak tanımaktadır (Sung ve diğ., 2021). Ayrıca, zirkonya, yalnızca mekanik dayanım sağlamakla kalmaz, aynı zamanda biyouyumluluğu ile de dikkat çekmektedir. Vücuda zarar vermeden uzun süreli kullanım sağlamakta, bu nedenle dental implantlar için sıklıkla tercih edilen bir materyaldir. Stabilize zirkonya üzerine yapılan son dönemdeki araştırmalar, malzemenin sadece biyomekanik özelliklerinin değil, aynı zamanda estetik açıdan da önemli iyileştirmelere konu olduğunu ortaya koymaktadır. Zirkonya, diş hekimliğinde dayanıklılığı ile tanınırken, estetik açıdan daha doğal bir görünüm elde edilmesi amacıyla son yıllarda çeşitli teknolojilerle daha da geliştirilmiştir. Bu bağlamda, nanoteknoloji kullanılarak zirkonya yüzeyinin mikro yapıları optimize edilmekte, hem malzemenin aşınma direnci artırılmakta hem de ışık geçirgenliği ve şeffaflık düzeyi iyileştirilmektedir. Nanoteknolojik modifikasyonlar sayesinde, zirkonya restorasyonları ışığın daha doğal bir şekilde dağılmasını sağlayarak, dişlere daha yakın bir estetik uyum elde edilmesine olanak tanımaktadır (Soto ve diğ., 2022).

Stabilize zirkonya, sadece dayanıklı ve biyolojik olarak uyumlu bir malzeme olmakla kalmaz, aynı zamanda estetik açıdan da tatmin edici sonuçlar sunan bir alternatif olarak öne çıkmaktadır. Nanoteknoloji ve gelişmiş yüzey işleme tekniklerinin birleşimi, zirkonya malzemesinin hem estetik hem de fonksiyonel özelliklerini optimize ederek, diş hekimliğinde daha verimli ve doğal görünümlü restorasyonların yapılmasına olanak tanımaktadır. Bu tür yenilikler, hem diş hekimlerinin tedavi seçeneklerini genişletirken hem de hastaların daha kaliteli ve estetik tedavi sonuçları almasını sağlamaktadır (Alharbi ve diğ., 2020).

5.3.3. Zirkonya ile Toklaştırılmış Alümina-Alümina ile Toklaştırılmış Zirkonya

Alümina ve zirkonyum oksit iyi bilinen biyoseramik malzemelerdir ve özellikle ortopedi ve diş hekimliği alanlarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Alüminyum oksit, biyouyumluluk, yüksek sertlik ve yüksek modül gibi özellikleriyle bilinmektedir ancak düşük kırılma mukavemeti, diş hekimliği gibi alanlarda kullanımını sınırlamaktadır. Zirkonya ise yüksek kırılma mukavemeti ve dönüşümle sertleşme mekanizması nedeniyle mükemmel mekanik özelliklere sahiptir.

Zirkonya doğal olarak üç farklı kristal yapıya sahiptir: monoklinik (m), tetragonal (t) ve kübik (c). Tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş sırasında malzemenin hacmi yaklaşık %4 oranında artar ve bu da kırılmaya neden olabilir. Bununla birlikte, oda sıcaklığında zirkonyanın tetragonal fazı, onu stabilize etmek için tipik olarak itriyum gibi katyonlarla doyurulur (Khalile, 2023).

Zirkonya seramikleri, diş hekimliğinde kullanılan tüm seramik malzemeler arasında en yüksek mekanik özelliklere sahip olup, estetik görünümelerini yüksek dayanıklılıkla birleştirmektedirler (Denry ve Kelly, 2014).

Alümina (Al_2O_3) ilavesinin, Y-TZP (Yitriya-stabilize zirkonya polikristali) seramiklerinin düşük sıcaklıklarda daha iyi yoğunlaşmasını sağladığı bilinmektedir. Bu durum, malzemenin mikroyapısını kontrol ederek düşük sıcaklık bozulması (LTD) gibi olguları engelleyebileceği ve sinterlenmiş malzemenin mekanik özelliklerini iyileştirebileceği anlamına gelmektedir (Abbas ve diğ., 2023). Alümina ile 3Y-TZP'nin belirli oranlarda bir araya getirilmesi sonucunda, alümina takviyeli zirkonyum (ATZ) olarak adlandırılan yoğun bir seramik kompozitin formasyonuna yol açmaktadır (Nevarez-Rascon, 2011). ATZ, yüksek sertlik, çatlama direnci, aşınma dayanıklılığı, biyouyumluluk ve korozyon direnci gibi üstün özelliklere sahiptir (Patil ve diğ., 2022). Bu sebeple, özellikle biyomedikal ve mühendislik alanlarında kullanımı artmaktadır. Birden fazla çalışma, ATZ'nin mekanik özelliklerini artırmak amacıyla çeşitli işleme yöntemlerini araştırmıştır.

Literatürden alümina katkılı zirkonya esaslı çalışmalara örnek olarak Gregorova ve çalışma ekibi, %20 alümina ve %80 3Y-TZP karışımından oluşan ATZ kompozitlerini üretmiş ve bunları 1000-1500 °C aralığında 2 saat boyunca sinterlemişlerdir. Yapılan incelemeler sonucunda, yeniden sinterleme işlemi ile ATZ seramiklerinin yoğunluğu ve Young modülünde önemli ölçüde artış sağlandığı belirlenmiştir. Ek olarak, bu işlem sonrasında alümina ve zirkonya tanelerinin mikroyapı içinde daha homojen bir şekilde dağıldığı ve mikroyapının daha düzgün hale geldiği gözlemlenmiştir (Gregorova ve diğ., 2024).

Yukarıdaki bulgular, yeniden sinterleme işleminin ATZ seramiklerinin yüksek mekanik özelliklere daha kısa sürede ve daha az enerji harcayarak ulaşmasını mümkün

kılabileceğini göstermektedir. Sonuç olarak, ATZ malzemeleri, alümina katılarak mekanik performanslarının artırılabilir ve üretim süreçlerinin daha verimli hale getirilebileceği seramikler olarak önemli bir potansiyele sahiptir (Abbas ve diğ., 2023).

Yüksek sertlik, kırılma direnci ve dayanıklılık gibi önemli özellikleri nedeniyle, yitriya ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit (Y-TZP) veya alüminyum oksit (Al_2O_3) implant malzemeleri olarak birçok farklı uygulamada kullanılabilmektedir. Bu malzemeler özellikle biyomedikal alanında protez implant dayanakları, köprüler, kök postları ve seramik kuronlar gibi uygulamalarda yaygın olarak tercih edilmektedir. Ayrıca makine mühendisliği alanında oksijen sensörleri, termal bariyer kaplamalar, kesici takımlar, katı oksit yakıt hücreleri gibi teknik alanlarda da kullanılmaktadırlar (Abbas ve diğ., 2023).

Malzemenin ince taneli yapısı ve tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü, Y-TZP'nin mekanik özelliklerinin artırılmasında önemli bir rol oynamaktadır (Tong ve diğ., 2016). Bu faz dönüşümü zirkonyum oksidin hacmini yaklaşık %3-5 oranında artırarak çatlağın yayılmasını önler ve malzemenin kırılma mukavemetini artırır (Zhigachev ve diğ., 2019). Ancak bu faz geçişinin belirli koşullar altında kendiliğinden oluşabileceği unutulmamalıdır. Bu deformasyon, özellikle zirkonyum oksit 100 ila 300 °C arasındaki düşük sıcaklıklara ve nemli ortamlara maruz kaldığında yüzey pürüzlülüğüne ve mikro çatlaklara neden olabilir. Bu olguya hidrotermal yaşlanma veya düşük sıcaklık bozulması (LTD) adı verilir ve ortopedik uygulamalarda zirkonya malzemelerinin performansının kaybına yol açabilir (Abbas ve diğ., 2023).

Sonuç olarak Y-TZP ve alümina biyomedikal ve mühendislik alanlarında büyük potansiyele sahip malzemelerdir. Bu malzemelerin mekanik özelliklerini iyileştiren faz dönüşümleri önemli faydalar sunsa da, düşük sıcaklıklardaki bozulma zirkonya malzemelerinin uzun vadeli performansını etkileyebilmektedir.

6. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

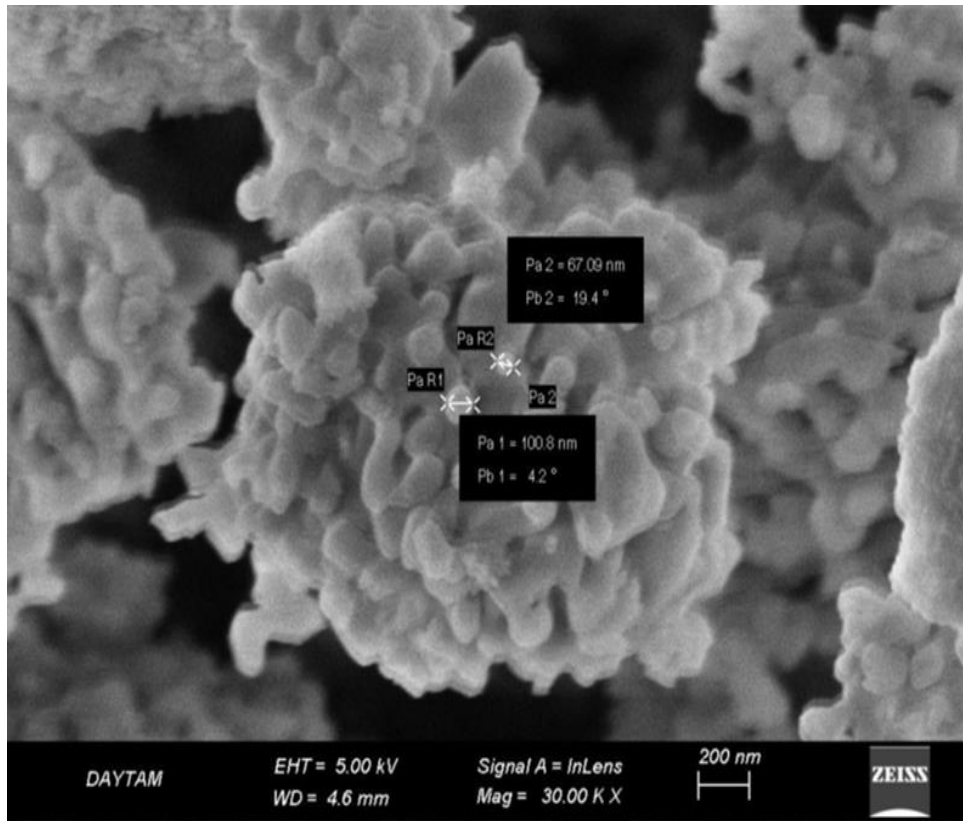
Bu bölümde gerçekleştirilen deneysel çalışmalar detaylı bir şekilde sunulmaktadır. Kullanılan malzemeler, malzemelerin özellikleri ve kompozitlerin hazırlanma süreci, yoğunluk ve mikrosertlik ölçümleri, basma testiyle mukavemet değerlendirmesi, mikro yapı incelemeleri, X-ışını kırınım analizi, yapay vücut sıvısının (YVS) hazırlanması ve invitro biyoaktivite deneyleri detaylı bir şekilde ele alınmaktadır.

6.1. Kullanılan Malzemeler ve Özellikleri

Bu çalışmada ticari nano alümina ($n\text{-Al}_2\text{O}_3$) ve nano yitriyaile kararlı hale getirilmiş zirkonya ($n\text{-YSZ}$) kullanılmıştır. Bu bölümde, kullanılan malzemelerin kimyasal ve fiziksel özellikleri ile birlikte SEM ve partikül boyut analizine ait sonuçlar verilmektedir.

6.1.1. Nano alümina ($n\text{-Al}_2\text{O}_3$)

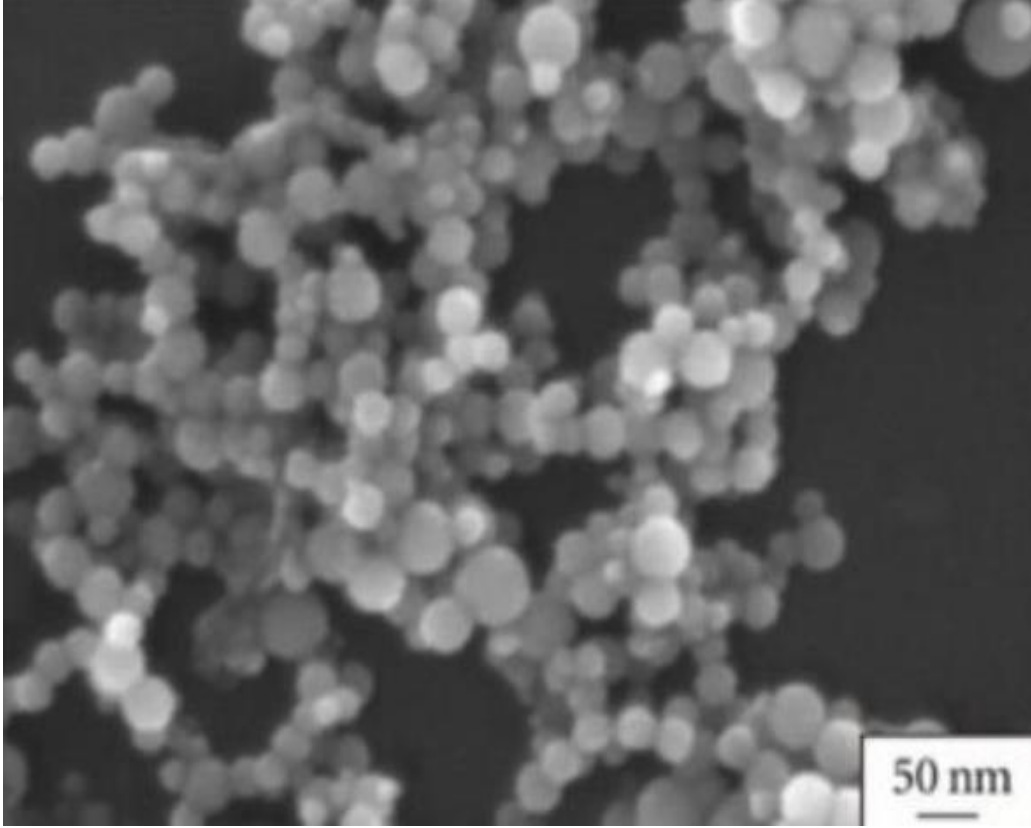
Bu çalışmada Nanografi Company A.Ş.'den sağlanan nano alümina kullanılmıştır. Nano alüminanın ortalama tane boyutu ilgili firmadan alınan verilere göre 78 nm'dir.%99.5 saflıktadır. Şekil 6.1 'de nano alümina partiküllerinin SEM görüntüsü verilmektedir.



Şekil 6.1. Nano alümina ($n\text{-Al}_2\text{O}_3$) tozunun SEM görüntüsü

6.1.2. Nano yitriyaile kararlı hale getirilmiş zirkonya (n-YSZ)

Bu çalışmada Nanografi Company A.Ş.'den sağlanan nano yitriya-stabilize zirkonya kullanılmıştır. Tozun ortalama tane boyutu ilgili firmadan alınan verilere göre 30 nm'dir. %99.9 saflıktadır ve yoğunluk değeri 5,85 g/cm³'dir. Şekil 6.2 'de nano yttria-stabilize zirkonya tozunun SEM görüntüsü verilmiştir.



Şekil 6.2. Nano yitriyaile kararlı hale getirilmiş zirkonya (n-YSZ) SEM görüntüsü

6.2. Kompozit Karışımların Hazırlanması

Nano yitriya-stabilize zirkonya kullanılarak ağırlıkça %15 ve %25 olmak üzere iki farklı nano alümina içeren karışımlar mekanik alaşımlama metoduyla hazırlanmıştır. Kocaeli Üniversitesi Seramik Teknoloji Laboratuvarında Refsan marka jet değirmende zirkonya bilya kullanılmıştır. 4 saat boyunca 140 rpm karıştırma hızında kuru karışıma yapılmıştır.

Tablo 6.1'de hazırlanmış olan karışımın içerikleri ile bu içeriklere atanan kodlar gösterilmektedir.

Tablo 6.1. Hazırlanan kompozitlerin bileşimi

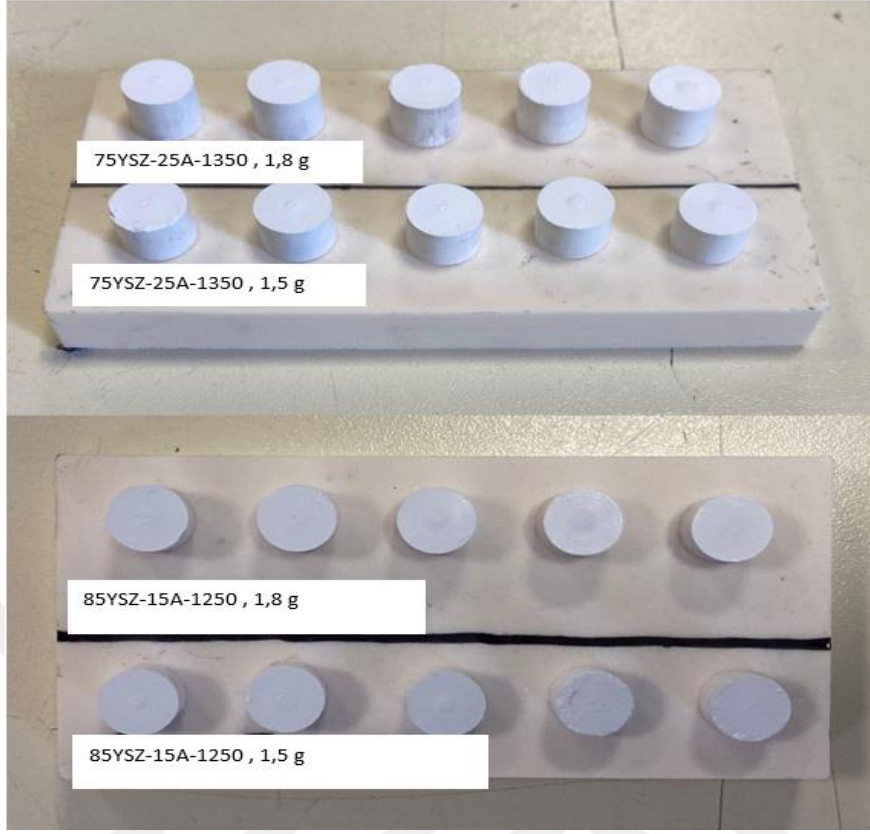
Hazırlanan Karışım	Kodu
ağ. % 85 yitriyaile kararlı hale getirilmiş zirkonya-ağ. % 15 nano alümina katkılı karışım	85YSZ-15A
ağ. % 75 yitriyaile kararlı hale getirilmiş zirkonya-ağ. % 25 nano alümina katkılı karışım	75YSZ-25A



Şekil 6.3. Kompozitlerin hazırlanmasında kullanılan (a) Refsan marka jet değirmen ve (b) hazırlanan karışım

6.3. Peletlerin Hazırlanması ve Sinterlenmesi

Sakarya Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümünde, hazırlanan karışımlardan BS 7253 standartlarına uygun olarak 350 MPa basınçla 10 mm çapında peletler üretilmiştir. Oluşturulmuş olan bu peletler Kocaeli Üniversitesi Toz Metalurjisi Laboratuvarında Nabertherm markalı ısıtma cihazı ile 2 saat boyunca 1250 ve 1350 °C sıcaklıklarda 5°C/dk sinterleme hızıyla sinterlenmiştir. Sinterlenen numuneler invitro biyoaktivite testi, yoğunluk ve Vickers mikrosertlik ölçümü, mikroyapı analizi ve basma testinde kullanılmıştır.



Şekil 6.4. Sinterlenen pelet numuneler



Şekil 6.5. Numunelerin sinterleme süreçleri

6.4. Yoğunluk Ölçümü

Yoğunluk ölçümleri, 1250 ve 1350 °C sıcaklıklarda sinterlenmiş örnekler için gerçekleştirilmiştir. Yoğunluk hesaplama işlemleri için Arşimet yönteminden faydalanılmıştır. Bu yöntemle yoğunluk ölçümüne başlamadan önce, ölçüm yapılacak numunenin kuru ağırlığı (m1) tartılmalıdır. Kullanılan yöntemde, numunelerin açık gözeneklerinin su ile dolması gerekmektedir. Bunu gerçekleştirebilmek için, kuru ağırlığı belirlenen numunelerin saf su içerisinde 24 saat bekletilmesi sağlanmıştır. Bekleme süresinin sonunda, numunelerin yaş ağırlıkları (m2) ve ardından su içinde askıda kalan ağırlıkları (m3) tartılmıştır. Eşitlik (6. 1) altında gösterilen formüller kullanılarak yoğunluk hesaplamaları yapılmıştır.

$$\rho = m1./(m3-m2) \quad (6.1)$$

$$\rho = \text{Yoğunluk (g/cm}^3 \text{)}$$

$$m1 = \text{Numunenin kuru ağırlığı (g)}$$

$$m2 = \text{Numunelerin suda asılı ağırlığı (g)}$$

$$m3 = \text{Numunelerin su emdirildikten sonraki yaş ağırlığı (g)}$$

6.5. Mikrosertlik Ölçümü

Farklı sıcaklık ölçülerinde sinterlenmiş örneklerin mikrosertlik testleri, Eskişehir Teknik Üniversitesi Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Bölümü Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. Bu işlemler, Shimadzu marka mikrosertlik test cihazı ile 15 saniye boyunca 200 g yük uygulanarak yapılmıştır. Her bir örnekten 8 ayrı alanda ölçü alınıp, ortalama Vickers mikrosertlik değerleri bulunmuştur.

6.6. Basma Testi ile Mukavemet Ölçümü

Basma testi için elde edilen numuneler ortalama yüksekliği 8 mm olan numunelerden elde edilmiştir. Numunelerin basma mukavemeti ölçümleri Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Teknopark bünyesindeki MMD Makine ve Malzeme Teknolojileri Ar-Ge Danışmanlık Hizmetleri Sanayi ve Ticaret Ltd. Şti. bünyesindeki laboratuvarlarında kafa hızı 1 mm/dk

olmak üzere universal test cihazında ölçülmüştür. Basma mukavemeti belirlenecek tüm kompozitler için her birinden 4 adet numune teste tabi tutulup, ortalama basma mukavemeti değeri tespit edilmiştir.

6.7. Mikroyapı İncelemeleri

Sakarya Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümünde 1250 ve 1350°C sıcaklıklarında sinterlenmiş 75YSZ-25A ve 85YSZ-15A kompozitlerin ve biyoaktivite testi uygulanmış numunelerin mikro yapıları taramalı elektron mikroskobu ile incelenmiştir. Numunelerin incelenebilmesi için Polaron SC7610 Sputter Coater markalı cihazda altın kaplama yapılmış ve gümüş pasta uygulanmıştır. Hazırlanmış olan numuneler JEOL JSM 6060-LV markalı masa üstü taramalı elektron mikroskobu ile incelenmiştir. Numuneler üzerinde EDS ile elementel analiz de yapılmıştır.



Şekil 6.6. (a) JEOL JSM 6060-LV SEM cihazı, (b) Polaron SC7610 Sputter Coater marka kaplama cihazı

6.8. X-Işını Kırınım Analizi

Sakarya Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümünde hazırlanan kompozitlerin kalitatif faz analizleri, RİGAKU D/MAX 2200PC X-ışını difraktometresi ile Cu K α radyasyon kullanılmış ve 2°/dk hız ile, $2\Theta=20^\circ-90^\circ$ açısal aralığında yapılmıştır.



Şekil 6.7. RİGAKU D/MAX 2200PC X-ışını difraktometresi

6.9. Yapay Vücut Sıvısının Hazırlanması (YVS) ve *in vitro* Biyoaktivite Deneyi

Bu çalışmada YVS hazırlanması için literatürden yola çıkılarak Kokubo tarafından geliştirilen YVS reçetesi kullanılmıştır. Yapay vücut sıvıları insan vücut plazmasının

taşıyıcı plazmasına en yakın bileşime sahip elektronları içerdiği bilinmektedir. Hazırlanan yapay vücut sıvısı vücut sıvılarının bir buçuk katına karşılık gelmektedir. Bu sebeple 1.5X olarak adlandırılmaktadır. Numunelerin apatit oluşum potansiyelleri, YVS'ye daldırılıp farklı sürelerde bekletilmesiyle incelenmiştir. YVS, Tablo 6.2. 'deki bileşiklerin kullanılmasıyla oluşturulmuştur.

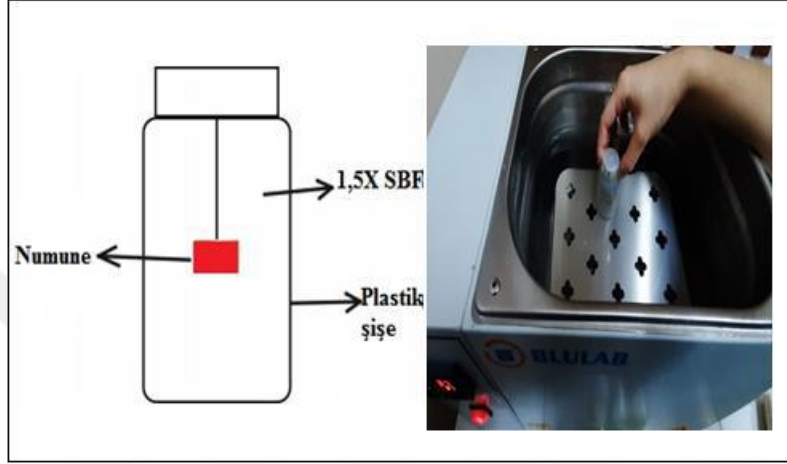
Tablo 6.2. 1000 ml 1.5X YVS hazırlamasında kullanılmış malzemeler ve miktarları (Abidi, 2014)

Sıra	Bileşik	Miktar
1	NaCl	11.994 g
2	NaHCO ₃	0.525 g
3	KCl	0.336 g
4	K ₂ HPO ₄ .3H ₂ O	0.342 g
5	MgCl ₂ 6H ₂ O	0.458 g
6	1 M-HCl	60 ml
7	CaCl ₂	0.417 g
8	Na ₂ SO ₄	0.107 g
9	NH ₂ C(CH ₂ OH) ₃	9.086 g

YVS hazırlanması için gerekli malzemeler, etil alkol, aseton ve distile su ile yıkanmış ve ardından kurutulmuştur. İlk aşamada, 750 ml distile su cam bir behere konularak 36,5°C'ye ısıtılmıştır. Ardından, Tablo 6. 2'de listelenen kimyasallar sırayla ilave edilmiştir. Beherdeki suya ilave edilen her kimyasalın tamamıyla çözünmeden bir sonraki kimyasalın ilave edilmemesi önemlidir.

Tüm kimyasalların eklenmesi bittikten sonra hazırlanan YVS 1000 ml'ye tamamlanmıştır. Çözeltinin sıcaklık değeri 36,5 °C ye pH değeri ise 1M HCl ve TRIS (NH₂C(CH₂OH)₃) ile 7.4'e ulaştırılmıştır. SBF'nin içerisinde herhangi bir çökeltinin oluşmaması ve saydam yapıda olması önem taşımaktadır. Hazırlanan yapay vücut sıvıları maksimum 1 ay içerisinde kullanılması gerekmektedir. Bu sıvılar 5 °C'de soğutucu dolapta muhafaza edilmelidir.

İnvitro biyoaktivite testi için kullanılacak numuneler 36,5 °C sıcaklıkta sabit tutulan YVS içerisine Şekil 6.8 'de model olarak gösterilen 125 ml'lik plastik (HDPE) şişe içerisinde dik olacak şekilde daldırılmıştır. Numuneler bekleme süresi boyunca 36,5 °C sıcaklıkta sabit bir şekilde tutulmuştur. Numuneler 1, 2, 3, ve 4 hafta süreler ile bekletilmiştir. Bu süre içerisinde ortamın sahip olduğu iyon konsantrasyonunun ayarlanması için SBF iki gün aralıklarla taze sıvı ile değiştirilmiştir.



Şekil 6.8. Sabit sıcaklıkta tutulan numune düzeneği (Turan, 2020)

İnvitro biyoaktivite testi sonucunda YVS içerisinde apatit yapı oluşturan numunelerin yüzey morfolojilerinin incelenmesi amacıyla ince film FTIR analizi ve taramalı elektron mikroskobu ile incelemeler yapılmıştır.

7. DENEYSEL SONUÇLAR

Bu bölümde 1250 ve 1350°C sıcaklıklarda sinterlenen 75YSZ-25A ve 85YSZ-15A kompozitlerin mikroyapısal incelemeleri, faz analizleri, yoğunluk, Vickers Mikrosertlik ve basma testi sonuçları sunulmuştur. Elde edilen sonuçlardan en iyi mekanik özelliklere sahip olan numunelerle gerçekleştirilen invitro biyoaktivite testi sonuçları yorumlanmıştır.

7.1. Mikroyapısal, Fiziksel ve Mekanik Analiz Sonuçları

7.1.1. Ağırlıkça %15 Nano Alümina İçeren Numunelerin Mikroyapısal, Fiziksel ve Mekanik Sonuçları

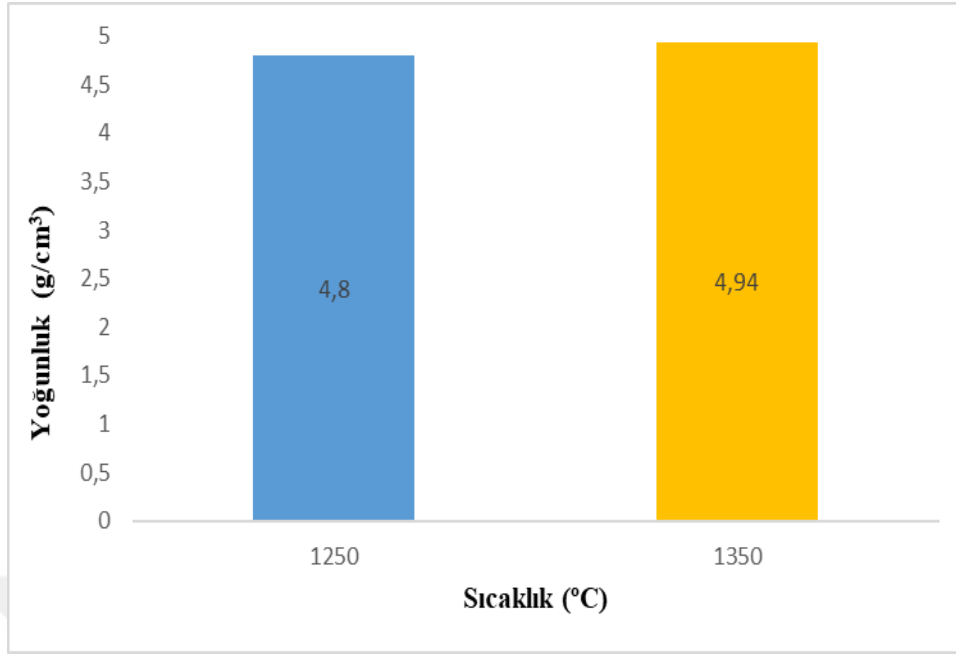
Tablo 7.1’de 1250 ve 1350 °C’de sinterlenmiş ağırlıkça %15 nano alümina içeren numunelerden ölçülen yoğunluk, Vickers mikrosertlik ve basma mukavemeti değerleri gösterilmiştir.

Tablo 7.1.1250 ve 1350 °C’de sinterlenen 85YSZ-15A numunelerinin yoğunluk, Vickers mikrosertlik ve basma mukavemeti değerleri

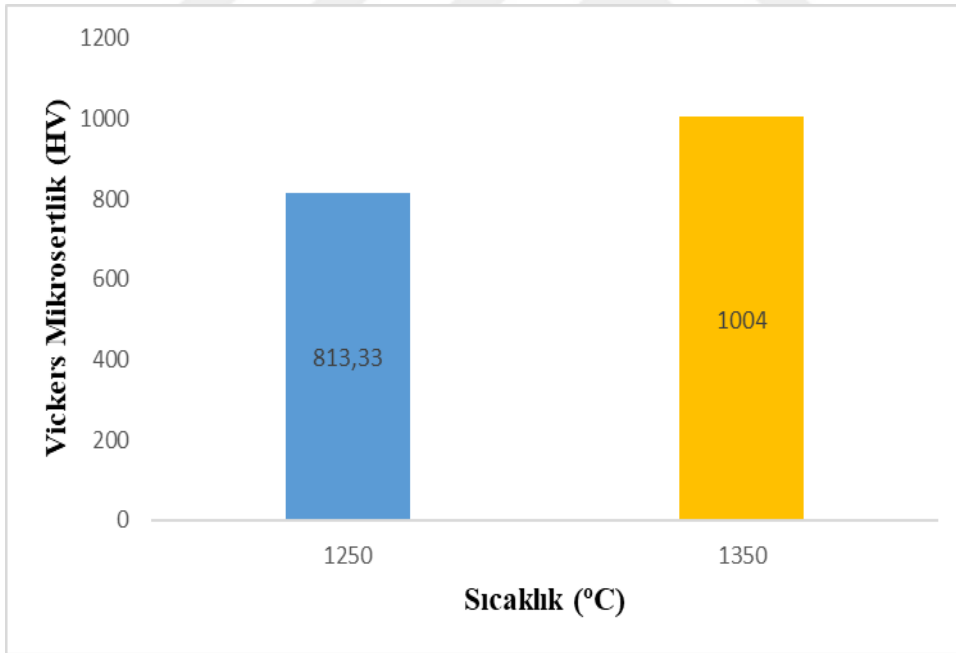
Numune Kodu	Yoğunluk (g/cm ³)	Vickers Mikrosertlik(HV)	Basma Mukavemeti(MPa)
85YSZ-15A-1250	4,8	813,33	1245
85YSZ-15A-1350	4,94	1004	1326

1250 °C’de sinterlenen 85YSZ-15A-1250 kodlu numunelerin yoğunluk değeri 4,8 g/cm³, Vickers mikrosertlik değeri 813,33 HV, basma mukavemeti değeri ise 1245 MPa’dır. 1350 °C’de sinterlenen 85YSZ-15A-1350 kodlu numunelerin yoğunluk değeri 4,94 g/cm³, Vickers mikrosertlik değeri 1004 HV, basma mukavemeti değeri ise 1326 MPa’dır. En fazla basma mukavemeti (1326 MPa), en fazla yoğunluk değeri (4,94 g/cm³) ve en fazla Vickers mikrosertlik değeri (1004HV) 1350 °C’de sinterlenmiş kompozitte elde edilmiştir.

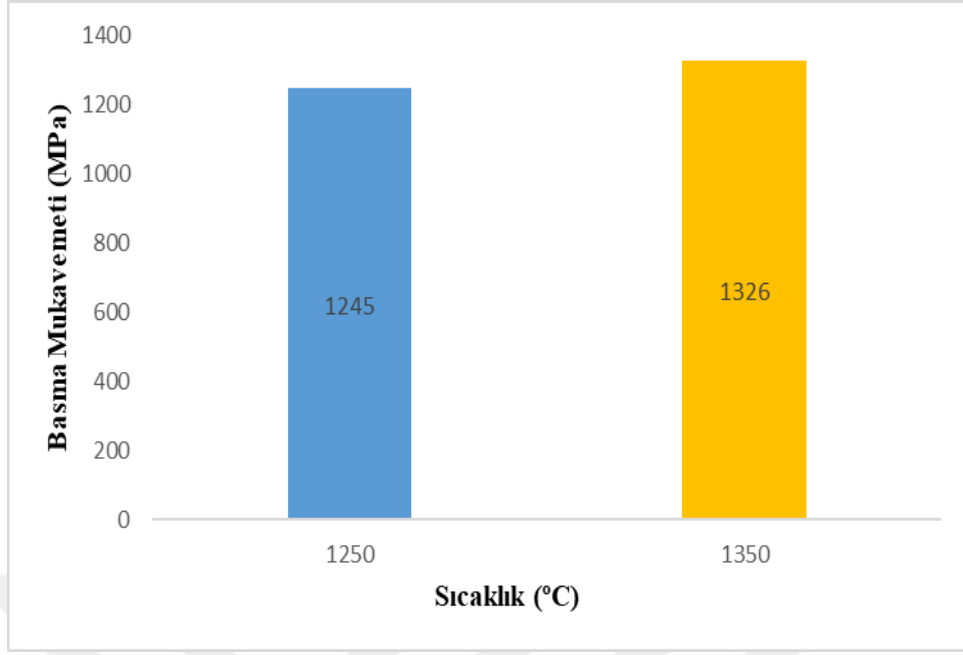
Şekil 7.1, 7.2 ve 7.3’te görüldüğü gibi sinterleme sıcaklığındaki artışın numunelerin yoğunluk değeri ve mekanik özelliklerinde artışa neden olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 7.1. Farklı sıcaklıklarda sinterlenen 85YSZ-15A kompozitlerin yoğunluk değerlerinin karşılaştırılması

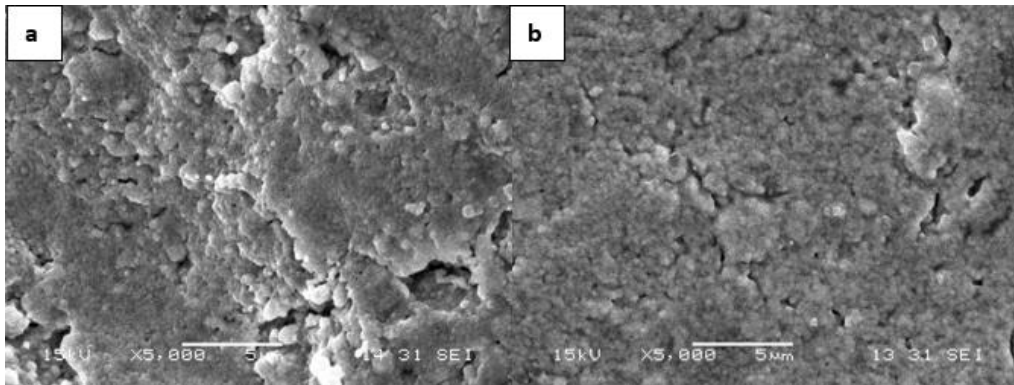


Şekil 7.2. Farklı sıcaklıklarda sinterlenen 85YSZ-15A kompozitlerin Vickers sertlik değerlerinin karşılaştırılması



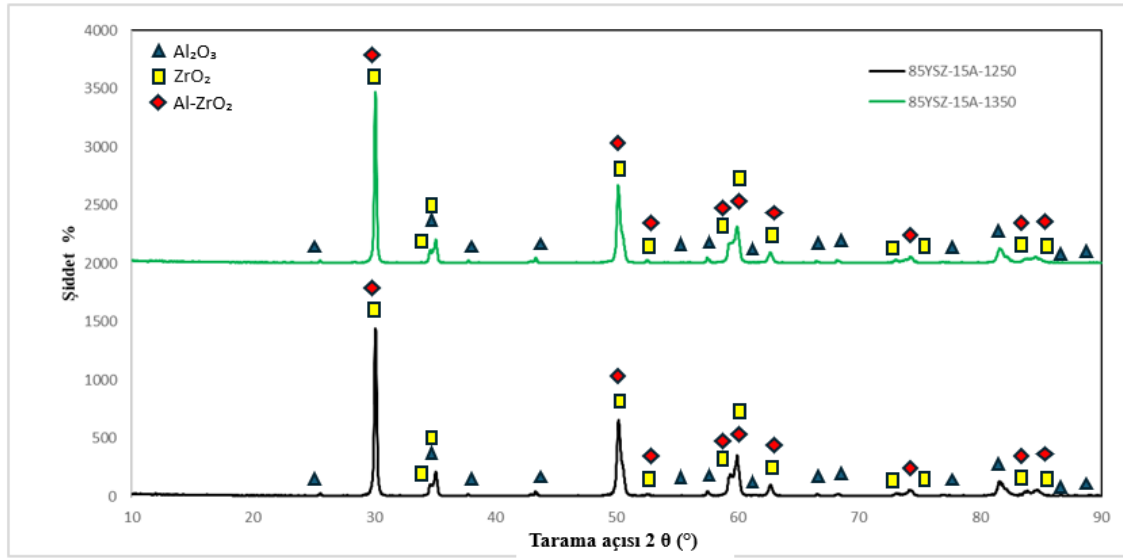
Şekil 7.3. Farklı sıcaklıklarda sinterlenen 85YSZ-15A kompozitlerin basma mukavemeti değerlerinin karşılaştırılması

Şekilde 7.4'te verilen ağ %15 nano alümina katkılı yitriya ile kararlı hale getirilmiş zirkonya kompozitlerin kırık yüzeylerinden alınan SEM görüntüleri incelendiğinde 1250 °C'de sinterlenen numunenin, yüksek porozite içerdiği gözlemlenmiştir. Bu özellik, mekanik özelliklerin de 1350 °C'de sinterlenen numunelere göre daha düşük sonuçlar elde edilmesine neden olmuştur. Öte yandan, 1350 °C'de sinterlenen numune, daha az porozite içeren ve daha homojen bir yapı ortaya koymuştur. Yüksek sinterleme sıcaklığı, malzemenin mekanik performansını artırırken, tanelerin büyümesi kontrollü bir şekilde gerçekleşmiştir.



Şekil 7.4. Ağ. %15 nano alümina katkılı yitriyaile kararlı hale getirilmiş zirkonya kompozitlerin (a)1250°C'de (b)1350 °C'de sinterlenen numunelerin SEM görüntüleri (5000X)

Şekil 7.5'te 1250 ve 1350 °C'de sinterlenen 85YSZ-15A kompozitlerin X -ışını kırınım analiz sonuçları verilmiştir. Yapılan analizlere göre her iki sıcaklıkta da oluşan kompozitler alümina (Al_2O_3), zirkonya (ZrO_2) ve Alüminyum zirkonya (Al-ZrO_2) fazlarını içermektedir. Sıcaklık arttıkça Al-ZrO_2 fazın şiddetinin arttığı gözlemlenmiştir. Benzer çalışmalar Yu ve çalışma ekibinin nano alümina katkılı zirkonya esaslı seramikler konulu çalışmasında da görülmüştür (Yu, 2022). Sinterleme sıcaklığı, nano alümina katkılı zirkonya esaslı seramiklerinin mikroyapısı ve faz dengesi üzerinde oldukça önemli bir etkiye sahip olduğu görülmüştür. Düşük sıcaklıklarda, tetragonal zirkonya (t-ZrO_2) fazı yeterince stabilize edilemediği için monoklinik fazın (m-ZrO_2) oranı artmaktadır. Ancak, sıcaklık yükseldiğinde, tetragonal fazın stabilitesi artar ve faz dönüşümüne dirençli bir yapı elde edilir. Bu durum, sinterleme sıcaklığının faz dengesi ve dönüşüm davranışları üzerindeki doğrudan etkisini göstermektedir. Yüksek sıcaklıkta sinterleme, dönüşüm ve sertleşme mekanizmasını optimize ederek malzemenin mekanik özelliklerini geliştirmede kritik bir role sahiptir.



Şekil 7.5. Farklı sıcaklıklarda sinterlenen 85YSZ-15A kompozitlerin X -ışını kırınım analiz sonuçları

7.1.2. Ağırlıkça %25 Nano Alümina İçeren Numunelerin Mikroyapısal, Fiziksel ve Mekanik Sonuçları

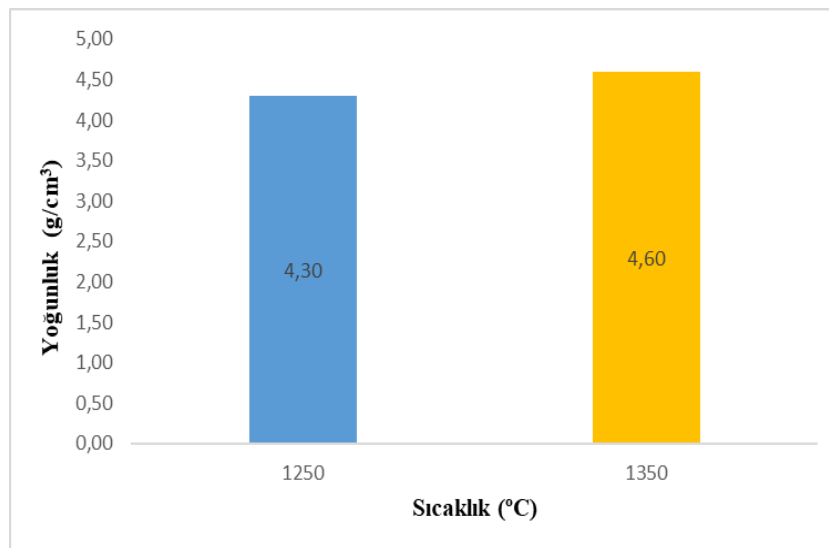
Tablo 7.2.'de 1250 ve 1350 °C'de sinterlenmiş ağırlıkça %25 nano alümina içeren numunelerden ölçülen yoğunluk, basma mukavemeti ve Vickers mikrosertlik değerleri

gösterilmiştir. 1250 °C’de sinterlenmiş 75YSZ-25A-1250 kodlu numunelerin yoğunluk değeri 4,3 g/cm³, Vickers mikrosertlik değeri 767,6 HV, basma mukavemeti değeri ise 1180,55 MPa’dır. 1350 °C’de sinterlenen 75YSZ-25A-1350 kodlu numunelerin yoğunluk değeri 4,6 g/cm³, Vickers mikrosertlik değeri 924,66 HV, basma mukavemeti değeri ise 1204 MPa’dır.

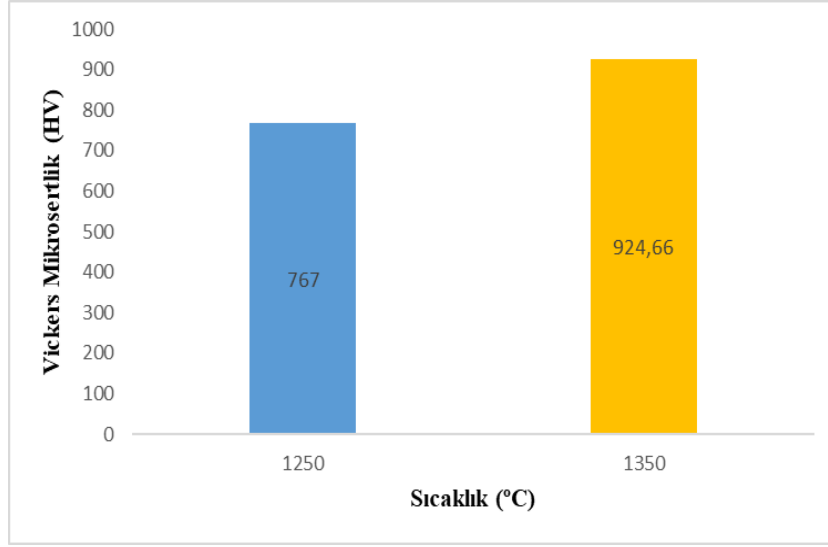
Tablo 7.2. 1250 ve 1350 °C’de sinterlenen 75YSZ-25A numunelerinin yoğunluk, Vickers mikrosertlik ve basma mukavemeti değerleri

Numune Kodu	Yoğunluk (g/cm ³)	Vickers Mikrosertlik(HV)	Basma Mukavemeti(MPa)
75YSZ-25A-1250	4,3	767,6	1180,55
75YSZ-25A-1350	4,6	924,66	1204

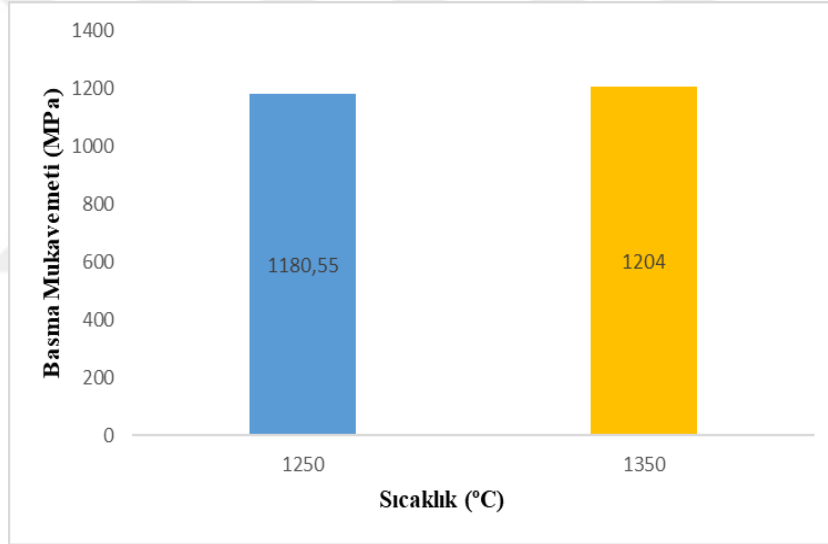
En fazla yoğunluk (4,6 g/cm³), en fazla basma mukavemeti (1204 MPa), en fazla Vickers mikrosertlik değeri (924,6HV) 1350°C’de sinterlenmiş kompozitte elde edilmiştir. Şekil 7.6, 7.7 ve 7.8 de sırasıyla verilen yoğunluk, Vickers mikrosertlik ve basma mukavemeti sonuçlarına göre sinterleme sıcaklığındaki artışın, yoğunlukta ve buna bağlı olarak numunelerin mekanik özelliklerinde artış sağladığı gözlenmiştir. Ağ. %15 alümina içeren ve 1350 °C’de sinterlenen kompozitin yoğunluk ve mekanik özellikler yönünden diğer hazırlanan dental kompozitlere göre daha üstün mekanik özellikler ve yoğunluk değeri gösterdiği ortaya kondu.



Şekil 7.6. Farklı sıcaklıklarda sinterlenen 75YSZ-25A kompozitlerin yoğunluk değerlerinin karşılaştırılması

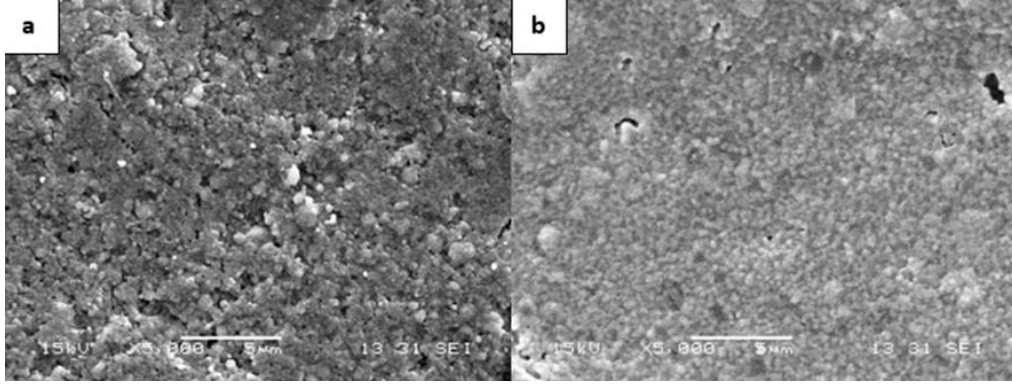


Şekil 7.7. Farklı sıcaklıklarda sinterlenmiş 75YSZ-25A kompozitlerin Vickers mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması



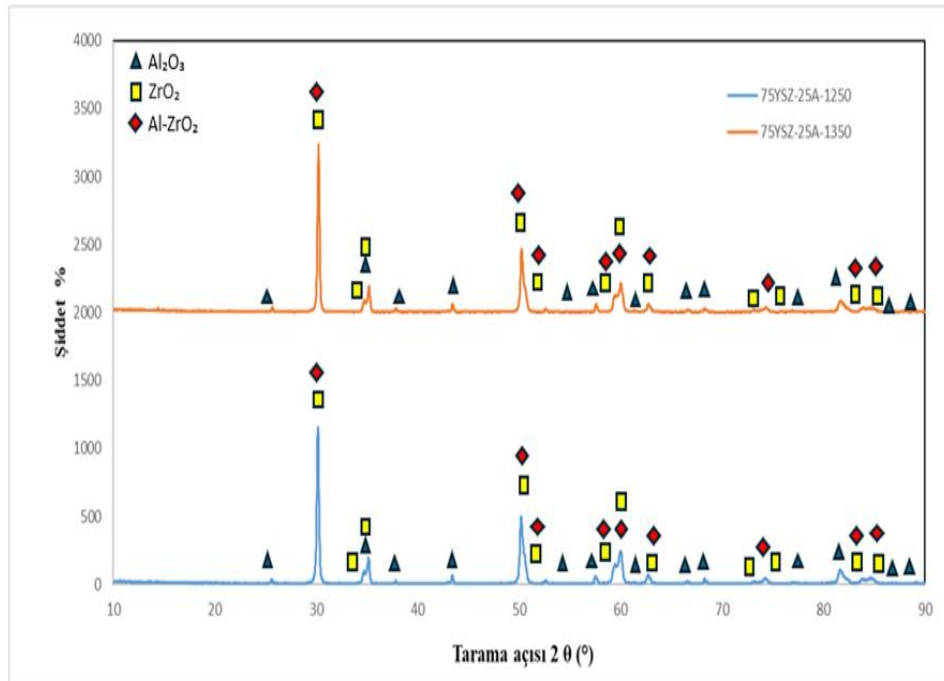
Şekil 7.8. Farklı sıcaklıklarda sinterlenen 75YSZ-25A kompozitlerin basma mukavemeti değerlerinin karşılaştırılması

Şekilde 7.9’da verilen ağırlık %25 nano alümina katkılı nano yitriya ile kararlaştırılmış zirkonya kompozitlerin kırık yüzeylerinden alınan SEM görüntülerinde sinterleme sıcaklığının artışının mikroyapıda yoğunlaşmayı arttırdığı, poroziteyi azalttığı ve taneler arası bağlanmayı iyileştirdiği gözlemlenmektedir. 1250 °C’de sinterlenen numune, düşük yoğunluk ve yüksek porozite nedeniyle mekanik özellikler açısından zayıf olabilirken, 1350 °C’de sinterlenen numune, daha homojen ve yoğun bir yapı sunarak üstün mekanik performans sergilemiştir.



Şekil 7.9. Ağ %25 nano alümina katkılı yitriya ile kararlı hale getirilmiş zirkonya kompozitlerin (a)1250 °C’de (b)1350 °C’de sinterlenen numunelerin SEM görüntüleri (5000X)

Şekil 7.10’de verilen X-ışını kırınım grafikleri incelendiğinde 1250 ve 1350 °C’de 75YSZ-25A kompozit için Al_2O_3 , ZrO_2 , Al-ZrO_2 fazları gözlemlenmiştir. Sinterleme sıcaklığı arttıkça, fazların şiddetinin arttığı görülmektedir. Pik yoğunluğundaki artış, nano alüminanın nano yitriya ile kararlı hale getirilmiş zirkonya ile etkileşmesinden kaynaklanmıştır.



Şekil 7.10. Farklı sıcaklıklarda sinterlenmiş 75YSZ-25A kompozitlerin X -ışını kırınım analiz sonuçları

7.1.3. Ağırlıkça %15 ve %25 Nano Alümina İçeren Numunelerin Mikroyapısal, Fiziksel ve Mekanik Sonuçlarının Karşılaştırılması ve Yorumlanması

Ağırlıkça %15 ve %25 nano alümina içeren numunelerin 1250 °C ve 1350 °C'de sinterlenen numuneler için sonuçları Tablo 7.3'te belirtilmiştir. Kompozitlerin yoğunluk, sertlik ve basınç dayanımı değerleri artan sıcaklıkla doğru orantılı olarak artmıştır, ancak ağırlıkça %15 nano alümina kullanılan kompozitler daha iyi mekanik sonuçlar vermiştir. En yüksek yoğunluk (4,94 g/cm³), en yüksek Vickers mikrosertlik değeri (1004 HV) ve en yüksek basınç dayanımı (1215,5 MPa) 1350 °C'de sinterlenen ağırlıkça %15 alümina içeren kompozitte elde edilmiştir. Nano alümina-zirkonya kompozitlerinin yoğunluk, sertlik ve basma dayanımı sonuçlarına göre sinterleme sıcaklığına bağlı olarak arttığı gözlemlenmiştir. Sonuçlar dental uygulamalar için umut vericidir. Ancak, alümina oranının artışı mekanik performansı olumsuz etkilemektedir.

Bu durum, alümina oranının dengeli tutulmasının ve yüksek sinterleme sıcaklıklarının malzeme performansını optimize ettiğini göstermektedir. Mekanik özelliklerde elde edilen yüksek değerler, dental seramiklerin dayanıklılık, uzun ömür ve estetik avantajlarını ortaya koymaktadır.

Tablo 7.3. 1250 ve 1350 °C'de sinterlenen 75YSZ-25A ve 85YSZ-15A numunelerinin yoğunluk, Vickers mikrosertlik ve basma mukavemeti değerleri

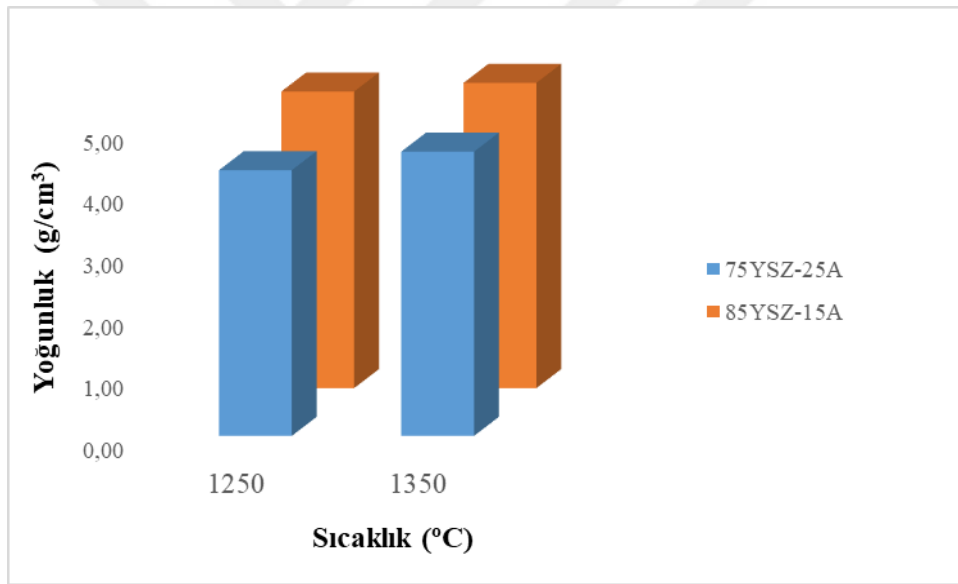
Numune Kodu	Yoğunluk (g/cm ³)	Vickers Mikrosertlik (HV)	Basma Mukavemeti(MPa)
75YSZ-25A-1250	4,3	767,6	1180,55
75YSZ-25A-1350	4,6	924,66	1204
85YSZ-15A-1250	4,8	813,33	1245
85YSZ-15A-1350	4,94	1004	1326

Literatürde yoğunluk değerleri incelendiğinde, Haidong ve çalışma ekibinin zirkonya ve alüminayı farklı oranlarda birlikte kullanarak sinterlenen numunelerin yoğunluğu 4,26 g/cm³ olduğu görülmüştür. Haidong ve çalışma ekibinin sonuçları ile bu çalışma kıyaslandığında, bu çalışmada daha üstün veriler elde edildiği görülmektedir (Hoidong, 2017). Gafur ve çalışma ekibinin yaptığı çalışmada zirkonya ve alüminanın birlikte

kullanılması ile dental çalışmalarda kullanıma yönelik farklı oranlarda zirkonya içeren kompozitler hazırlanmıştır. Bu kompozitlerin yoğunluk değerleri 3,8 g/cm³ ile 4,26 g/cm³ arasında değişmektedir. Buradaki verilerde alümina miktarı arttıkça yoğunluk değerlerinde düşüş görüldüğü gözlenmektedir. Bu da Şekil 7.11’de görülen sonuçlar ile bağdaşmaktadır (Gafur, 2021).

Calambas ve çalışma ekibinin yaptığı çalışmada ise ağırlıkça %10,5, %22 ve %50 oranlarında alümina katkısı ile kompozitler hazırlanmıştır. Hazırlanan kompozitler 1100 ve 1600 °C arasında sinterlenmiştir.

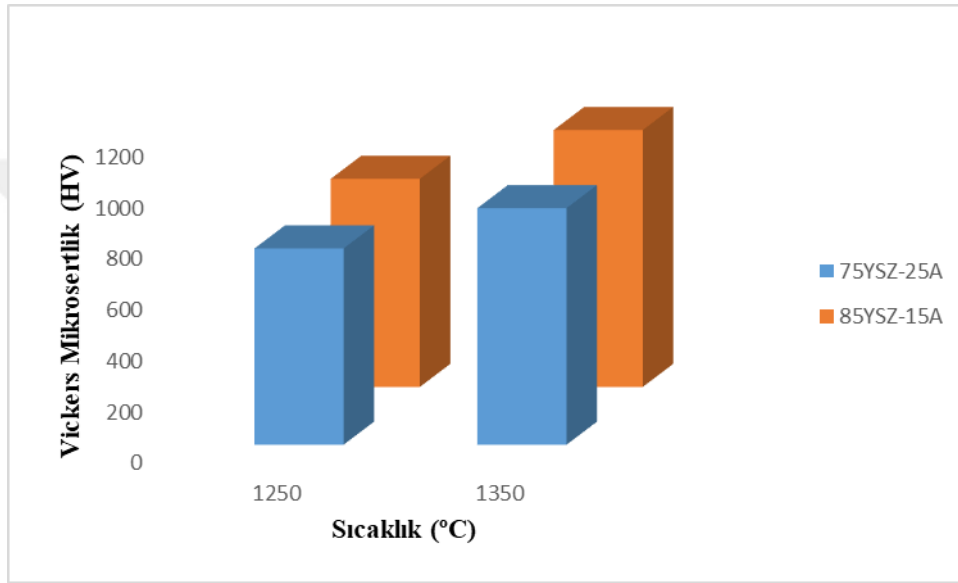
Elde edilen sonuçlarda alümina katkısı arttıkça yoğunluğun düştüğü, sinterleme sıcaklığı arttıkça ise yoğunluğun arttığı gözlenmiştir. Bu sonuçlar da çalışmamızı destekler niteliktedir (Calambás, 2014).



Şekil 7.11. 1250 ve 1350 °C’de sinterlenen 75YSZ-25A ve 85YSZ-15A numunelerinin yoğunluk değerlerinin karşılaştırılması

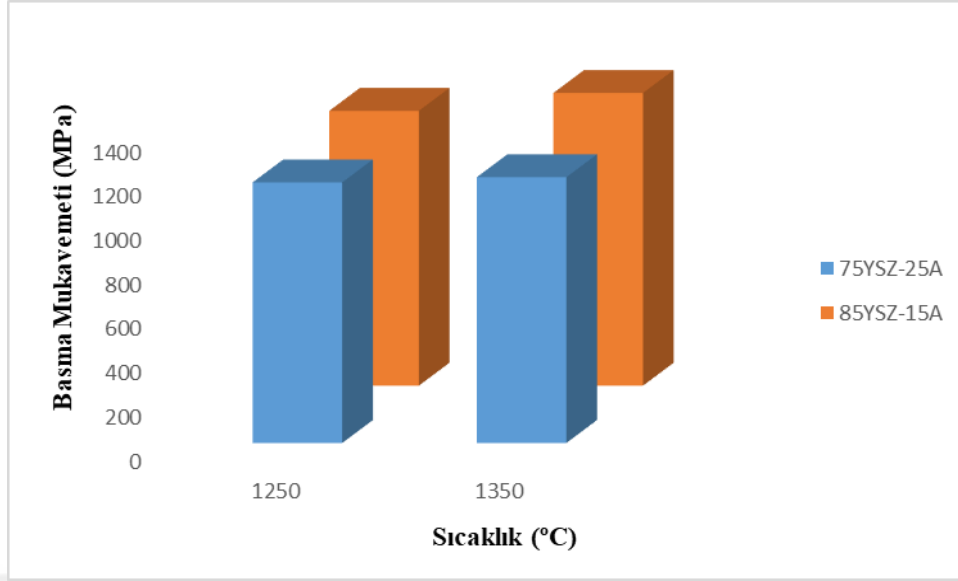
Moosa ve çalışma ekibi, farklı %0 ve %25 arasında değişen oranlarda nano alümina miktarları ile zirkonya esaslı hazırladıkları numunelerle yapılan Vickers mikrosertlik testi ile elde edilen sonuçlara göre en yüksek Vickers mikrosertlik değeri 730,02’dir. Burada alınan sonuçlara göre çalışmamızda elde edilen Vickers microsertlik sonuçları üstünlük göstermektedir (Moosa, 2021). Bir diğer çalışma olan Atalay ve ekibinin çalışmasında hazırlanan %20 ve %30 alümina katkıları ile edilen karışımın 1400 °C’de sinterlenmesiyle elde edilen numunelerde yapılan Vickers sertlik testi sonuçları

incelendiğinde; artan sıcaklıkla birlikte farklı oranlardaki alümina katkısı ile Vickers mikrosertlik değerlerinde de artış görülmüştür. Alümina içeren numunelerde alümina oranının azalmasının sertliğin artmasına neden olduğu sonucuna varılmıştır. 1400 °C’de hazırlanan farklı oranlardaki alümina-zirkonya kompozitlerinde elde eline en yüksek sertlik değeri 600 HV’dır. Bu sonuçlar ile desteklediğimizde de Şekil 7.12’de verilen sonuçların çalışmamızda olması beklenen yüksek sertlik değerlerinin sağlandığı görülmektedir (Atalay, 2014).



Şekil 7.12. 1250 ve 1350 °C’de sinterlenen 75YSZ-25A ve 85YSZ-15A numunelerinin Vickers mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması

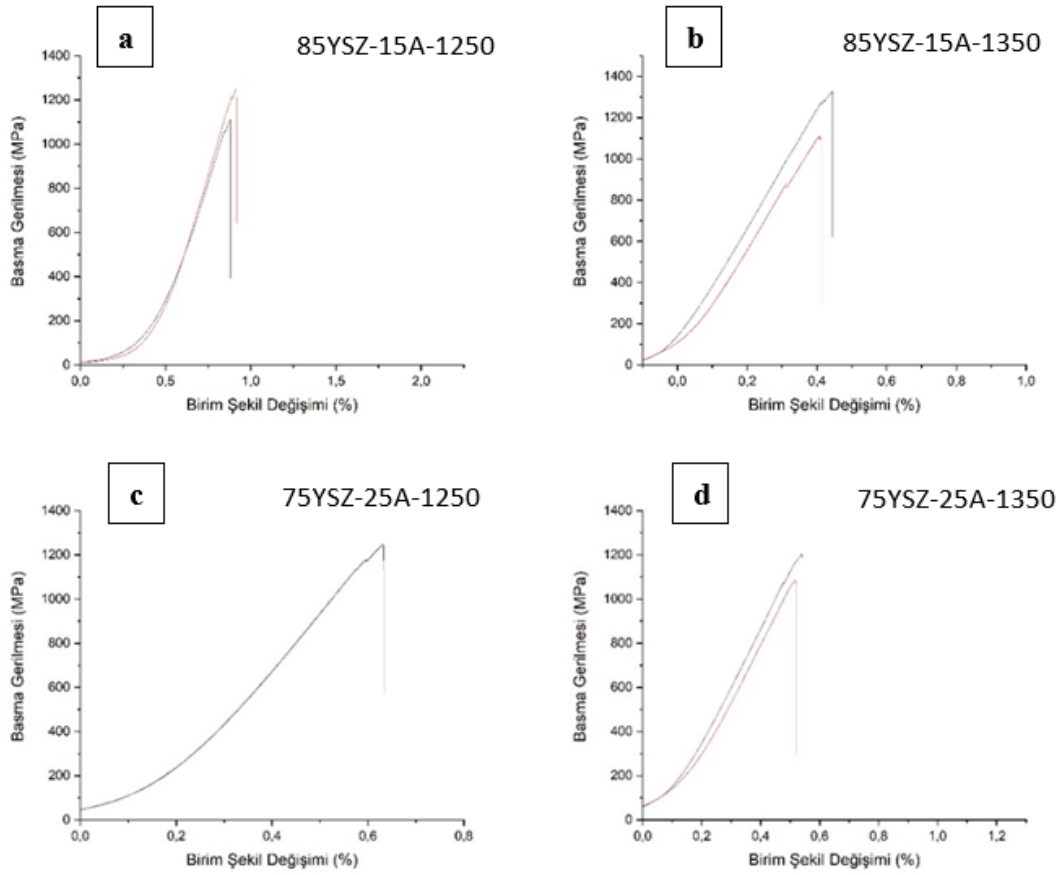
Nevarez-Rascon ve çalışma ekibi alümina katkılı zirkonya ile ettikleri ağ. %20 alümina ve ağ. %80 zirkonya kullanılarak elde ettikleri kompozitleri 1500 °C’de sinterleyerek uygun numuneleri elde etmiştir. Bu numunelerde ile yapılan basma mukavemeti testinde 879,6 MPa sonuç elde edilmiştir (Nevarez-Rascon, 2011). Şekil 7.13. incelendiğinde ise, bu çalışmada elde edilen sonuçların daha düşük derecelerde sinterlenmiş olmasına rağmen daha yüksek sonuçlar verdiği görülmektedir. Bu da çalışma için hedeflenen yüksek mekanik özelliklerin, basma mukavemeti test sonuçlarına göre de sağlandığını göstermektedir.



Şekil 7.13. 1250 ve 1350 °C’de sinterlenen 75YSZ-25A ve 85YSZ-15A numunelerinin basma mukavemeti değerlerinin karşılaştırılması

Şekil 7.14’da basma mukavemeti testimizde basma gerilimine karşı birim şekil değiştirme grafiklerine göre, en yüksek basma mukavemeti 1326 MPa ve en düşük birim şekil değişimi %0,44, %15 nano alümina içeren ve 1350°C’de sinterlenen numunelerde elde edilmiştir. %25 nano alümina içeren ve aynı sıcaklıkta sinterlenen numunelerde ise mukavemet daha düşük bir değer olan 1204 MPa olarak belirlenirken, birim şekil değişimi %0,52 ile daha yüksek seviyede kalmıştır. Bu durum, malzemenin daha kırılğan olabileceğini göstermektedir. 1250°C’de sinterlenen numuneler, genel olarak daha düşük mukavemet ve daha yüksek şekil değişimi sergilemiştir. Özellikle %25 nano alümina içeren numunede 1180,55 MPa mukavemet ve %0,89 şekil değişimi, %15 nano alümina içeren numunede ise 1245 MPa mukavemet ve %0,63 şekil değişimi gözlemlenmiştir. Daha düşük sinterleme sıcaklıklarında, numunelerin daha fazla birim şekil değişimi gösterdiği dikkat çekmektedir. Sonuç olarak, en iyi performans yüksek mukavemet ve düşük şekil değişim oranı açısından, %15 nano alümina içeren ve 1350°C’de sinterlenen numunede elde edilmiştir. Bu durum, yüksek nano alümina içeriğinin matriks yapısını aşırı derecede sertleştirdiği için kırılğanlığı artırabileceğini ve bunun sonucunda basma mukavemetinin düşebileceğini göstermektedir.

Ayrıca, daha yüksek sıcaklık, malzemenin daha iyi yoğunlaşmasını sağlayarak daha düşük gözeneklilik ve daha yüksek mekanik dayanım sunmaktadır. Bu sonuçlar diğer mekanik test sonuçlarımızı da desteklemektedir.



Şekil 7.14. Ağ %25 nano alümina katkıli yitriya ile kararlı hale getirilmiş zirkonya kompozitlerin (a)1250 °C’de (b)1350 °C’de sinterlenen numunelerinin ve Ağ %15 nano alümina katkıli yitriya ile kararlı hale getirilmiş zirkonya kompozitlerin (c)1250 °C’de (d)1350 °C’de sinterlenen numunelerin basma gerilimine karşı birim şekil değiştirme grafikleri

Bu çalışmada, farklı nano alümina (ağ. %15 ve %25) ve nano yitriya ile stabilize edilmiş zirkonya oranlarına (ağ. %85 ve %75) sahip numuneler, 1250°C ve 1350°C’de sinterlenerek elde edilen fazlar XRD analizleriyle değerlendirilmektedir.

Elde edilen sonuçlar şekil 7.15. ve 7.16’da görülmektedir. Sinterleme sıcaklıklarına göre değerlendirilecek olursa eğer;

1250°C’de sinterlenen numunelerde Zirkonya fazında monoklinik (M-ZrO₂) yapı baskın kalmış ve Al-ZrO₂ hibrit fazı sınırlı miktarda oluşmuştur. Bu sıcaklık, faz dönüşümleri ve hibrit faz oluşumu için yeterli enerjiyi sağlayamadığını göstermektedir.

1350°C’de sinterlenen numunelerde ise monoklinik ZrO_2 ’nin tetragonal faza (T- ZrO_2) dönüşümü gözlemlenmiş, Al- ZrO_2 hibrit fazının oluşumu artmıştır. Alümina pikleri daha keskin ve belirgin hale gelmiştir, bu da kristalliğin arttığını göstermektedir.

X-ışını kırınım grafikleri numunelerin nano alümina katkı oranına göre incelenecek olursa;

Ağ. %15 nano alümina içeren numunelerde daha düşük alümina oranı, zirkonya fazının (özellikle tetragonal ve monoklinik fazların) dengeli bir şekilde korunmasını sağlamış ve dönüşüm gerinimi mekanizması aracılığıyla mekanik dayanımı artırmıştır. Alümina fazı, hibrit faz oluşumuna katkıda bulunmuş, ancak malzemenin kırılabilirliğini artıracak seviyede fazla olmamıştır. Bu denge, mekanik dayanımın ağ. %25 nano alümina içeren numunelere göre daha iyi olmasını sağlamıştır.

Ağ. %25 nano alümina içeren numunelerde ise yüksek alümina oranı, hibrit faz oluşumunu artırmış olsa da, fazlar arasındaki dengenin değişmesine ve kırılabilirliğin artmasına neden olmuştur. Ayrıca, daha yüksek alümina oranı nedeniyle zirkonya fazının dönüşüm gerinimi mekanizmasıyla sağlayabileceği katkılar sınırlı kalmıştır. Bu da mekanik özelliklerin, ağ. %15 nano alümina içeren numunelere kıyasla daha düşük olmasına yol açmıştır.

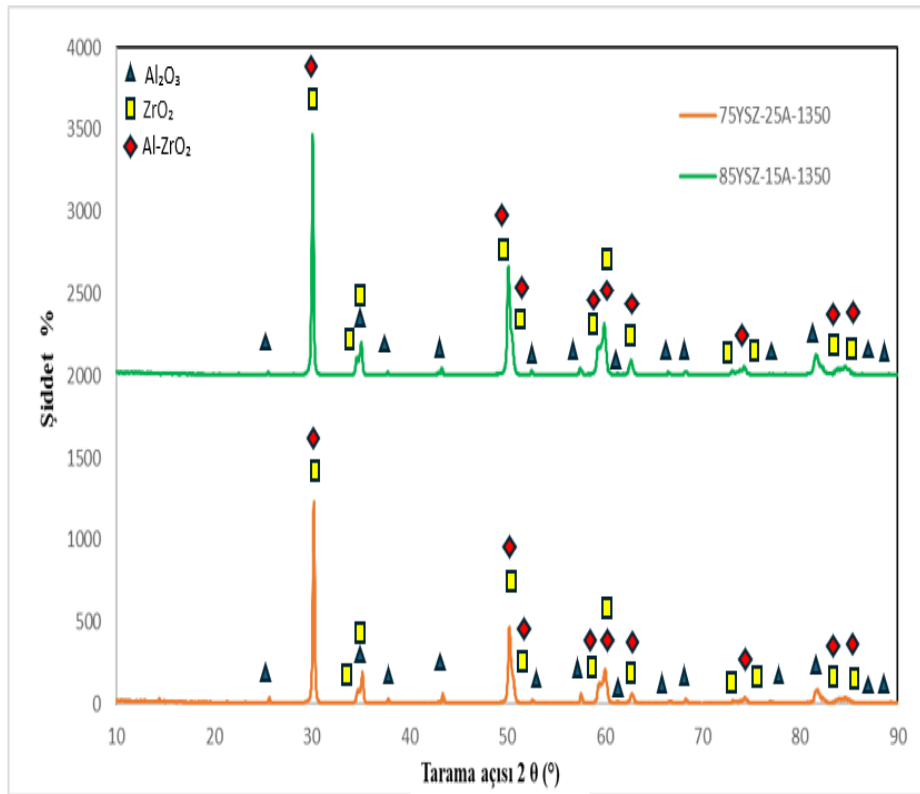
Sonuç olarak, ağırlıkça %15 nano alümina içeren numuneler, zirkonya fazlarının (monoklinik ve tetragonal) dengeli bir şekilde korunması ve dönüşüm gerinimi mekanizmasının aktif olması nedeniyle daha iyi mekanik dayanım göstermiştir. Daha yüksek nano alümina oranına sahip (ağ. %25) numunelerde hibrit faz oluşumu artmış olsa da, kırılabilirlik artışı ve dönüşüm gerinim mekanizmasının sınırlanması mekanik performansı olumsuz etkilemiştir.

Bu durum, alümina-zirkonya oranının fazlar arasında optimal bir denge oluşturacak şekilde ayarlanması gerektiğini ve mekanik dayanım için ağ. %15 nano alümina / ağ. %85 nano YSZ oranının daha uygun olduğunu göstermektedir.

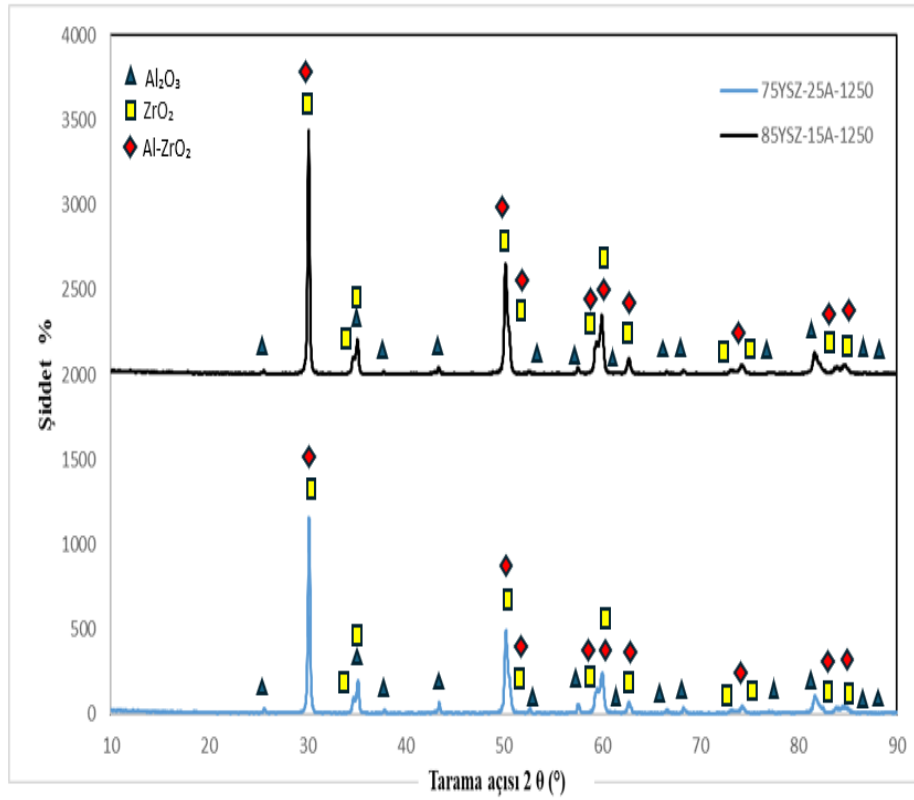
Bergamo ve çalışma ekibinin yaptığı %80 yitriya ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya %20 alümina içeren kompozitlerle 1500, 1550 ve 1600 °C sıcaklıklarda sinterleme yapılan çalışmada yapılan XRD analizlerinde benzer fazların görüldüğü gözlemlenmiştir (Bergamo,

2021). Sinterleme sıcaklığı arttıkça numunelerde monoklinik ZrO_2 'nin tetragonal faza (T- ZrO_2) dönüşümü gözlemlendiği bu çalışmada desteklenmiştir, Al- ZrO_2 hibrit fazının oluşumu artmıştır. Alümina pikleri daha keskin ve belirgin hale geldiği benzerlik göstermiştir ve bu da kristallığın arttığını göstermektedir. Fazların görüldüğü tarama açıları da çalışmamızdaki verileri desteklemektedir (Bergamo, 2021).

Nouri ve çalışma ekibinin yaptığı %10, %20 ve %50 oranlarında alümina (Al_2O_3) içeren zirkonyum-alümina ($ZrO_2-Al_2O_3$) kompozit nanotozları ile yapılan çalışmada benzer tarama açılarında dönüşümlerin elde edildiği görülmektedir. Bu çalışmadaki verilerde de, ağırlıkça daha az nano alümina içeren numuneler, zirkonya fazlarının (monoklinik ve tetragonal) dengeli bir şekilde korunması ve dönüşüm gerinimi mekanizmasının aktif olması nedeniyle daha iyi mekanik dayanım gösterdiği görülmektedir (Nouri, 2012).



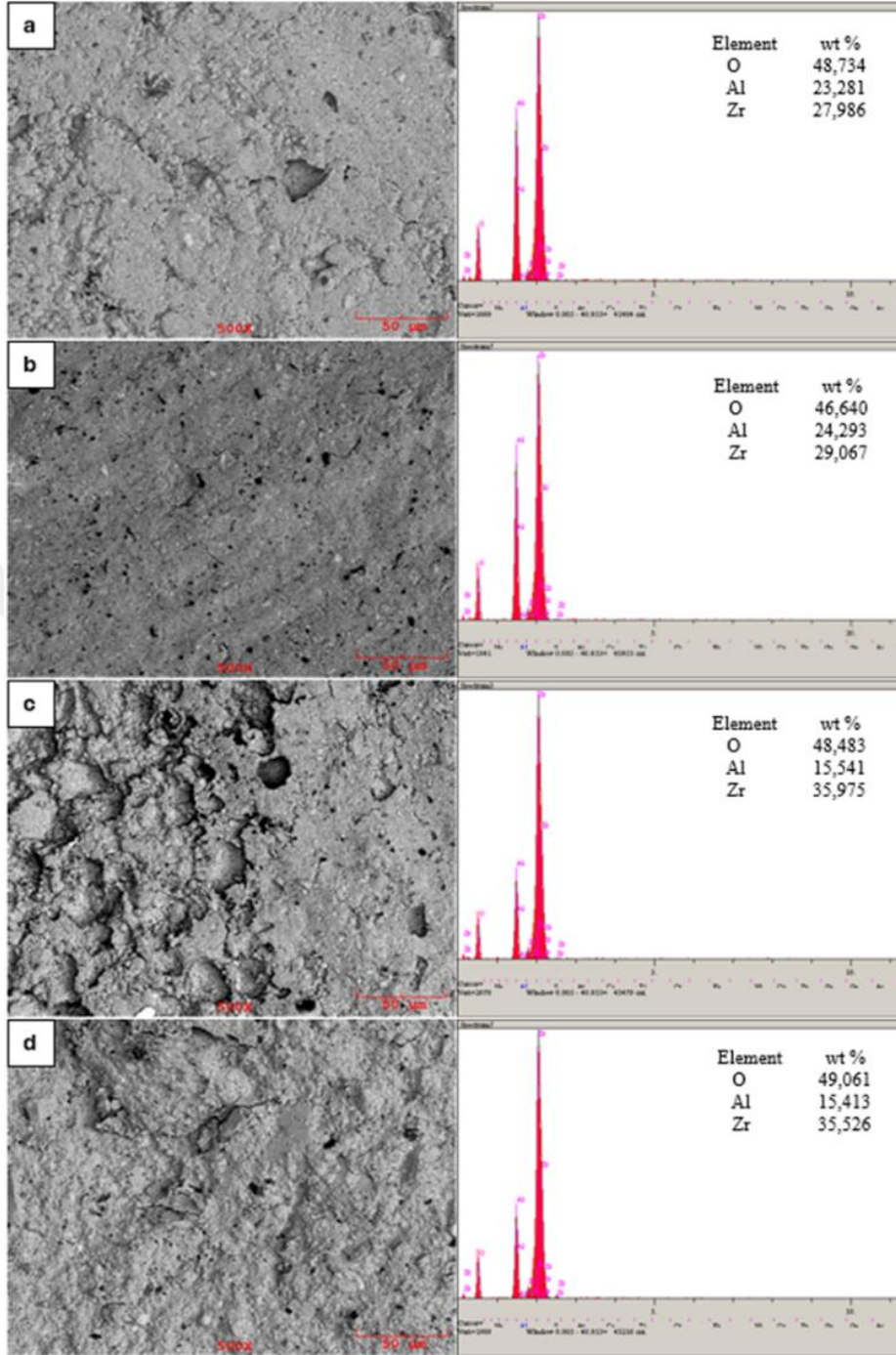
Şekil 7.15. 1350 °C’de sinterlenen 75YSZ-25A ve 85YSZ-15A numunelerinin X-Işını kırınım analizi sonuçlarının karşılaştırılması



Şekil 7.16. 1250 °C’de sinterlenen 75YSZ-25A ve 85YSZ-15A numunelerinin X-Işını kırınım analizi sonuçlarının karşılaştırılması

Şekil 7.17’de sonuçları verilen Enerji Dağılım X-Işını Spektrometresi (EDS) analizi, farklı sinterleme sıcaklıklarında ve değişen nano alümina ($n\text{-Al}_2\text{O}_3$) oranlarında üretilen kompozitlerin kimyasal bileşimini incelemek amacıyla gerçekleştirilmiştir. Elde edilen EDS spektrumları, kompozitlerdeki temel elementler olan zirkonyum (Zr), alüminyum (Al) ve oksijenin (O) karakteristik piklerini açık bir şekilde ortaya koymaktadır.

Şekil 7.17’de bu çalışmada üretilen farklı sinterleme sıcaklıklarında farklı nano alümina içeren yitriya stabilize zirkonya bazlı dental kompozitlerin EDS analiz sonuçları ve bu sonuçların elde edildiği bölgelerin SEM fotoğrafları görülmektedir. Şekil 7.17 (a) ve (b) sırasıyla 1250°C ve 1350°C’de sinterlenen ağırlık %25 nano alümina içeren yitriya stabilize zirkonya esaslı dental kompozitlere ait taramalı elektron mikroskobu ile incelenen bir bölgeyi ve bu bölgenin elementel analizini göstermektedir. Sonuçlar incelendiğinde, Şekil 7.17 (a) ve (b), (c) ve (d) den daha yüksek Al oranları ile başlangıçta oluşturulan reçeteleri doğrular nitelikte olduğu gibi, elde edilen kompozitlerin homojenliğinin de oldukça iyi olduğunu göstermektedir.



Şekil 7.17. Ağ %25 nano alümina katkıli yitriya ile kararlı hale getirilmiş zirkonya kompozitlerin (a)1250 °C’de (b)1350 °C’de sinterlenen numunelerinin ve Ağ %15 nano alümina katkıli yitriya ile kararlı hale getirilmiş zirkonya kompozitlerin (c)1250 °C’de (d)1350 °C’de sinterlenen numunelerinin EDS analizi görüntüleri (500X)

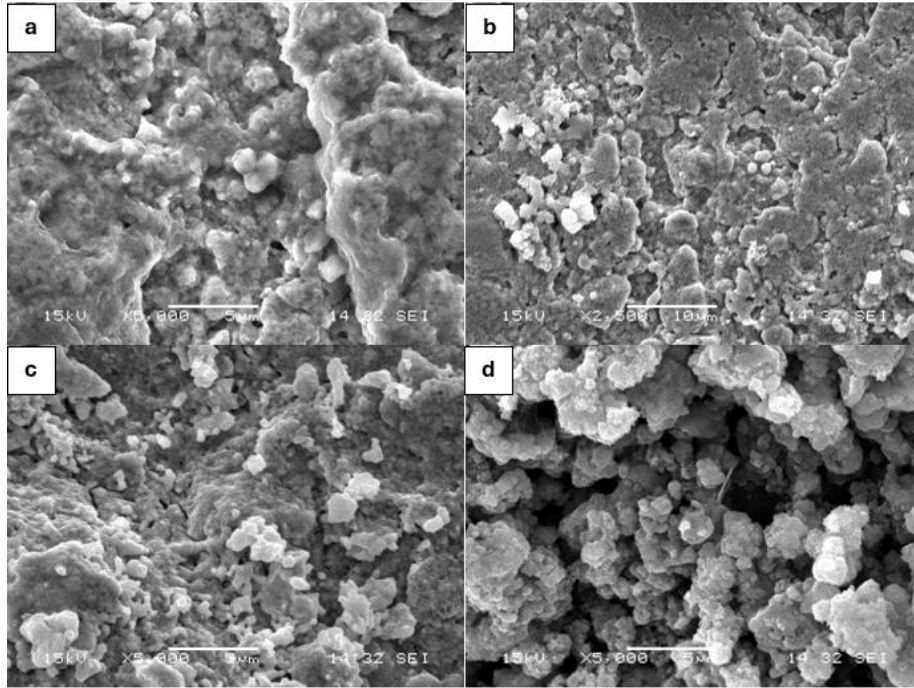
7.2. *In vitro* Biyoaktivite Sonuçları

Bu çalışmada üretimi gerçekleştirilen ve mekanik anlamda en iyi sonuçlar alınan 85YSZ-15A-1350 kompoziti ile *in vitro* biyoaktivite testleri gerçekleştirilmiştir. Kompozitlerin

yapay vücut sıvısı içerisinde bekleme süresince gerçekleştirilen *in vitro* biyoaktivite testleri verilmiştir. Numuneler 1, 2, 3 ve 4 hafta bekletildikten sonra kurutulmuş ve mikro yapı incelemeleri için SEM görüntüleri alınmış ve ince film FTIR analizi yapılmıştır.

7.2.1. SEM Görüntüleri

Şekil 7.18 'de 85YSZ-15A-1350 kompozitinin 5000 kat yakınlaştırmadaki SEM görüntüleri verilmiştir. Görüntüler analiz apatit oluşumunun 1 hafta sonra başladığı görülmüştür. Oluşan apatit yapısının yoğunlukları karşılaştırıldığında en iyi biyoaktivite sonuçlarının 4 haftada görünür bir şekilde olduğu sonucuna varılmıştır. 4 hafta bekletilen numunede üzüm tane yapısında, yoğun bir şekilde hidroksi karbona apatit tabakası oluştuğu görülmüştür. 4 hafta sonunda oluşan hidroksi karbonaapatit kalınlığı 71 µm olarak tespit edilmiştir.

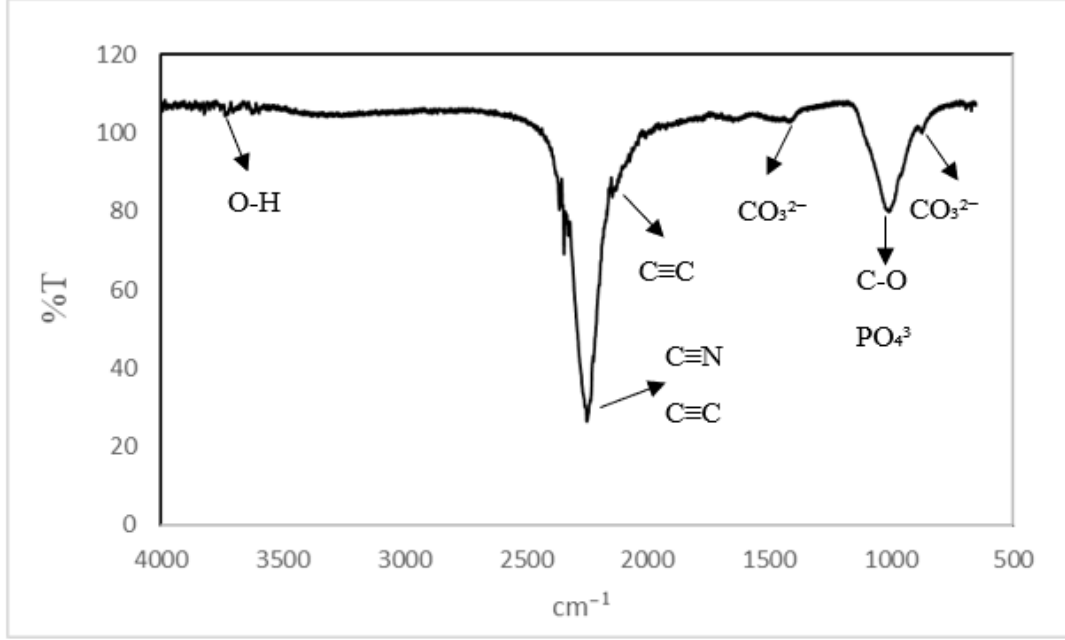


Şekil 7.18. 85YSZ-15A-1350 kompozitin (a) 1 hafta b) 2 hafta (c) 3 hafta (d) 4 hafta YVS içerisinde bekletildikten sonra 5000X büyütmedeki SEM görüntüleri

7.2.2. İnce Film FTIR Analizi

Yapay vücut sıvısı içerisinde *in vitro* biyoaktivite testine tabi tutulan kompozitlerin bekleme sürecinden sonra, deneyin yapıldığı HDPE kapta biriken hidroksi karbonaapatit

tortuları kurutulmuştur. Bu tortulara ince film FTIR analizi yapılmıştır. Şekil 7.19'da yüzeyde oluşan tortuların oluşturduğu apatit yapının TF-FTIR sonucu verilmiştir.



Şekil 7.19. Oluşan apatit yapının FTIR analizi

Oluşan yapının değerleri incelendiğinde O-H gerilim modu 3698 cm^{-1} bandında olduğu görüldü. Sırasıyla 870 ve 1612 cm^{-1} bandında karbonat ve 1005 cm^{-1} bandında da PO₄³⁻ gruplarının varlığı tespit edildi. Tortuların kemiğe benzer apatit yapıda olduğunu desteklemektedir. Elde edilen değerlerin literatürde Kokubo ve arkadaşlarının çalışmasındaki sonuçlar ile örtüştüğü görülmüştür(Kokubo ve diğ., 2006).

8. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, ağırlık olarak %15 ve %25 oranında nano boyutta alüminanın, nano yitriya ile stabilize edilen zirkonya ile ağırlıkça %85 ve %75 oranında mekanik alaşımlama yöntemi ile ayrı ayrı karıştırılması ve 1250°C-1350°C’de sinterlenmesi sonrası elde edilen dental seramiklerin mekanik, fiziksel ve mikroyapısal özellikleri incelenmiştir. Kullanılan nano malzemelerin etkisiyle, yoğunluk, sertlik ve mekanik dayanım gibi özelliklerde belirgin iyileşmeler gözlemlenmiştir. Elde edilen bulgular, sinterleme sıcaklığının, nano partikül boyutlarının ve alümina oranının kompozitlerin mekanik performansı üzerindeki belirleyici etkisini net bir şekilde ortaya koymaktadır.

Mikroyapısal analizler, 1350°C’de sinterlenen örneklerin daha yoğun ve homojen bir yapı sergilediğini, porozitenin azaldığını ve taneler arası bağlanmanın geliştiğini göstermiştir. Bu bağlamda, nano boyuttaki alümina ve zirkonya partiküllerinin sinterleme sürecinde homojen difüzyon sağlayarak mekanik dayanımın artmasına katkıda bulunduğu tespit edilmiştir. Düşük sinterleme sıcaklığı olan 1250°C’de ise, bu numunelerin daha fazla porozite içerdiği ve mekanik özelliklerinin daha düşük olduğu belirlenmiştir.

Mekanik test sonuçları, en yüksek Vickers mikrosertlik (1004 HV), basma mukavemeti (1326 MPa) ve yoğunluk (4,94 g/cm³) değerlerinin 1350°C’de sinterlenen ağ. %15 nano alümina içeren numunelerde elde edildiğini ortaya koymaktadır. Nano boyuttaki partiküllerin, malzeme içindeki bağlanma alanlarını optimize ederek çatlak ilerlemesini sınırladığı ve bu sayede mekanik performansı artırdığı anlaşılmaktadır. Öte yandan, ağ. %25 nano alümina içeren numunelerde daha düşük mekanik dayanım değerleri kaydedilmiş; bunun nedeninin artan alümina oranının faz stabilitesini olumsuz etkileyerek kompozitin kırılabilirliğini artırması olduğu sonucuna varılmıştır.

XRD analizleri, sinterleme sıcaklığının ve nano alümina oranının faz dönüşümleri üzerindeki etkilerini ortaya koymuştur. 1250°C’de monoklinik ZrO₂ fazı ön planda iken, 1350°C’de tetragonal faza dönüşüm oranı artmış ve Al-ZrO₂ hibrit fazı daha belirgin hale gelmiştir. Ağ. %15 nano alümina içeren örneklerde dengeli bir faz dağılımı gözlemlenmiş, bu da dönüşüm gerinimi mekanizmasını destekleyerek mekanik dayanımı artırmıştır. Ancak, ağ. %25 nano alümina içeren numunelerde faz dengesinin bozulması kırılabilirliğin artmasına neden olmuştur.

EDS analizleri de bu bulgularla uyumlu olarak Al ve Zr elementlerinin yapıda kompozisyonlara uygun ve homojen bir şekilde dağıldığını ortaya koymuştur.

Yapılan *in vitro* biyoaktivite testlerinde, en iyi mekanik özellikleri sergileyen 85YSZ-15A-1350 numunesinin yapay vücut sıvısında 4 hafta bekletilmesi sonucunda hidroksiapatit tabakasının oluştuğu ve yüksek biyoaktivite performansına sahip olduğu gözlemlenmiştir. FTIR analizleri ile bu yapının, kemiğe benzer bir apatit formunda olduğu doğrulanmıştır.

Sonuç olarak, sinterleme sıcaklığının 1350°C'ye yükseltilmesi ve nano alümina oranının (ağırlıkça %15) dengede tutulmasının kompozitlerin mekanik dayanımı ve biyoyumluluğu açısından kritik bir öneme sahip olduğu belirlenmiştir. Nano boyuttaki partiküllerin faz stabilitesi, mikroyapı homojenliği ve dönüşüm gerinimi mekanizması üzerinde olumlu etkilere yol açtığı ve ayrıca mekanik dayanım ile biyoyumluluğu artırdığı tespit edilmiştir. Bu bulgular, nano alümina katkılı nano zirkonya bazlı nano kompozitlerin diş hekimliği ve biyomedikal uygulamalarda kullanılabilirliği açısından oldukça umut verici bir potansiyele sahip olduğunu göstermektedir.

KAYNAKLAR

- Abbas, M. K. G., Ramesh, S., Tasfy, S. F. H., ve Lee, K. S. (2023). Effect of microwave sintering on the properties of copper oxide doped alumina toughened zirconia (ATZ). *Journal of Materials Research and Technology*, 2(25), 1041-1054.
- Abbas, M. K. G., Ramesh, S., Tasfy, S. F. H., ve Lee, K. S. (2023). *A state-of-the-art review on alumina toughened zirconia ceramic composites*. Materials Today Communications, 106964.
- Abidi, S. S. A., ve Murtaza, Q. (2014). Synthesis and characterization of nano-hydroxyapatite powder using wet chemical precipitation reaction. *Journal of Materials Science ve Technology*, 30(4), 307-310.
- Alla, R. K. (2013). Restorative materials: Composite resins. In Dental materials science (1st ed., pp. 130-148). New Delhi, India: Jaypee Brothers Medical Publishers Pvt Limited.
- Alharbi, F., Park, J., ve Jeong, S. H. (2020). The mechanical and aesthetic properties of stabilized zirconia ceramics in dental applications. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(5), 664-672.
- Anusavice, K. J. (1996). *Phillip's science of dental materials* (10th ed.). WB Saunders Company.
- Anusavice, K. J., Shen, C., ve Rawls, H. R. (2012). *Phillips' science of dental materials* (12th ed.). St. Louis: Saunders.
- Atalay, N. (2014). Alümina-YSZ Dental Malzemelerin Mekanik Özellikleri Üzerine Yaşlandırmanın Etkilerinin İncelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Afyon Kocatepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Afyonkarahisar.
- Babu, P. J., Alla, R. K., Alluri, V. R., Datla, S. R., ve Konakanchi, A. (2015). Dental ceramics: Part I—An overview of composition, structure and properties. *Am J Mater Eng Technol*, 3(1), 13-18.
- Babaei, M., Gholami, M., ve Nezami, H. (2020). Recent developments in bioactive ceramics for bone tissue engineering applications. *Journal of Biomaterials Science*, 31(2), 198-220.
- Baker, S. M., Edwards, J. R., ve McHugh, M. A. (2020). Advances in bioabsorbable stents and cardiovascular biomaterials. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 108(3), 991-1001.
- Barbosa, G., Oliveira, R., ve Silva, M. (2023). The role of yttria-stabilized zirconia in dental restoration: An overview of recent developments. *Dental Materials Journal*, 42(3), 255-263.

- Berthelot, J. M., Dap, F., ve Guillemin, F. (2015). The use of cobalt-chromium alloys in medical applications: An overview. *Materials Science and Engineering: C*, 58, 553-562.
- Bergamo, E. T. P., Cardoso, K. B., Lino, L. F. O., Campos, T. M. B., Monteiro, K. N., Cesar, P. F., Genova, L. A., Thim, G. P., Coelho, P. G., ve Bonfante, E. A. (2021). Alumina-toughened zirconia for dental applications: Physicochemical, mechanical, optical, and residual stress characterization after artificial aging. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*, 109(8), 1135–1144.
- Bhat, S. (2018). *Biomaterials science and engineering*. Springer.
- Blum, I.R., Jagger, D.C., Wilson, N.H., (2011). Defective Dental Restorations: To Repair or Not to Repair? Part 2: All-Ceramics and Porcelain Fused to Metal Systems, *Dent Update*, 38, 150-158.
- Björkner, B., Bruze, M., ve Möller, H. (1994). High frequency of contact allergy to gold sodium thiosulfate: An indication of gold allergy? *Contact Dermatitis*, 30(3), 144–151.
- Bourauel, C., Zimmermann, T., ve Beckmann, R. (2022). Advances in dental ceramics: Aluminous ceramics and their modifications. *Journal of Prosthodontics*, 31(5), 380-388.
- Calambás Pulgarin, H. L., ve Albano, M. P. (2014). Sintering, microstructure, and hardness of different alumina–zirconia composites. *Ceramics International*, 40(4), 5289-5298.
- Carter, D. R., ve Beaupré, G. S. (2008). *Biomechanics of bone and implant materials*. Cambridge University Press.
- Chevalier, J., ve Gremillard, L. (2009). Ceramics for Medical Applications: A Picture for the Next 20 Years, *Journal of the European Ceramics Society*, 29(6), 1245-1255.
- Kalirajan, C., Dukle, A., Nathanael, A. J., Oh, T. H., ve Manivasagam, G. (2021). A Critical Review on Polymeric Biomaterials for Biomedical Applications. *Polymers*, 13(17), 3015.
- Choi, H., Jang, H. I., ve Lee, J. Y. (2022). Esthetic and functional outcomes of zirconia-based restorations in modern dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34(3), 389-396.
- Cömert, I., Cömert, Z. Y., ve Bakkaloğlu, A., (2006). Biomaterials Used In Powder Metalurgy . *11th International Materials Symposium* (pp.826-834). Denizli, Turkey.
- Davis, J.R., (2003). *Handbook of Materials for Medical Devices*, ASM International, Materials Park, Ohio.

- Dearnley, M., Hunt, A., ve Short, A. (2017). Titanium alloys: Structure, properties, processing and applications. *Materials Science and Engineering A*, 1(687), 151-157.
- Della Bona, A. (2019). Dental ceramics in restorative dentistry: Current perspectives. *International Journal of Dentistry*, 1(1)1-11.
- Deany I. L. (1996). Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical reviews in oral biology and medicine : an official publication of the American Association of Oral Biologists*, 7(2), 134–143.
- Denry, I., ve Holloway, J. A. (2010). Dental ceramics: An overview. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(5), 521-527.
- Denry, I., ve Holloway, J. A. (2010). Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials*, 3(1), 351–368.
- Denry, I., ve Kelly, J. R. (2014). Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1235–1242.
- Duerig, T. W., ve Pelton, A. R. (2002). *Shape memory alloys: A technical overview*. N Engineering Materials Handbook.
- Farooq, I., Imran, M., Farooq, U., Leghari, A., Ali, H., (2012). Bioactive Glass: A Material for the Future, *World J Dent*, 1(3), 199-201.
- Gafur, M.A., Al-Amin, M., Sarker, M.S., ve Alam, M.Z. (2021). *Structural and Mechanical Properties of Alumina-Zirconia (ZTA) Composites with Unstabilized Zirconia Modulation*. Materials Sciences and Applications.
- Gao, Y., Lee, S. J., ve Lee, J. H. (2017). Titanium-based biomaterials in cardiovascular applications. *Acta Biomaterialia*, 1(59), 265-274.
- Giannoudis, P. V., et al. (2007). Mechanical and biological considerations of titanium and stainless steel in orthopedics. *Bone ve Joint Journal*, 89(7), 870-875.
- Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R., ve Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, 28(3).
- Gregorova, E., Semriadova, L., Sedliarova, I., Nečina, V., Hříbalova, S., ve Pabst, W. (2021). Microstructure and Young's modulus evolution during re-sintering of partially sintered alumina-zirconia composites (ATZ ceramics). *Journal of the European Ceramic Society*. 1(1),100-110.
- Gao, Y., Yang, H., ve Li, Q. (2019). Nanostructured bioactive ceramics: Advances and challenges in biomedical applications. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 30(3), 33.

- Gosman, L., Valle, F., ve Oliveira, L. (2020). Historical development and challenges in dental porcelain materials. *International Journal of Prosthodontics*, 33(1), 45-52.
- Gresser, A. M., ve Swift, E. J. (2004). Restorative materials in dentistry: Current developments and applications. *Dental Clinics of North America*, 48(3), 517-532.
- Guazzato, M., Albakry, m., Ringer, S.P., ve Swain, M.V. (2004). Strength, Fracture Toughness and Microstructure of a Selection of All-Ceramic Materials, Part II. Zirconia-Based Dental Ceramics, *Dental Materials*, 20(5), 449-456.
- Guess, P. C., et al. (2011). All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. *Dental Clinics of North America*, 55(2), 333-352, ix.
- Güven Ş.Y., (2014). Biyouyumluluk ve Biyomalzemelerin Seçimi. *Süleyman Demirel Üniversitesi Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi*, 2(3), 303-311.
- Haidong, Wu., Wei, Liu., Rongxuan, He., Wu, Ziwei., Qiangguo, Jiang., Xuan, Song., Yong, Chen., Cheng, Lixia., Shanghua, Wu. (2017). Fabrication of dense zirconia-toughened alumina ceramics through a stereolithography-based additive manufacturing. *Ceramics International*, 43(1):968-972.
- Hench, L.L., Thompson, I., (2010). Twenty-First Century Challenges for Biomaterials, *J.R. Soc. Interface*, 2(7), 379-391.
- Hench, L. L., ve Polak, J. M. (2002). *Third-generation biomedical materials*. *Science*, 295(5557), 1014-1017.
- Huang, Y., Zhang, X., ve Yao, Z. (2016). Biodegradable polymers for tissue engineering applications. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 102(1), 1-18.
- Jones D. W. (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental clinics of North America*, 29(4), 621–644.
- Junpoom, P., Kukiattrakoon, B., ve Hengtrakool, C. (2011). Flexural strength of fluorapatite-leucite and fluorapatite porcelains exposed to erosive agents in cyclic immersion. *Journal of Applied Oral Science*, 19(2), 95-99.
- Kelly, J.R., (2004). Dental Ceramics: Current Thinking and Trends, *Dental Clinics of North America*, 48(3), 513-530.
- Kelly, J. R., Nishimura, I., ve Campbell, S. D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*, 75(1), 18–32.
- Khalile, N., Petit, C., Meunier, C., ve Valdivieso, F. (2023). Hybrid microwave sintering of Zirconia Toughened Alumina in a multimode cavity – Influence of the content of 3 mol% yttria stabilized zirconia and sintering configurations. *Open Ceramics*, 2(14), 100-371.

- Kim, J. Y., Lee, K. H., ve Kim, H. J. (2019). Application of bioceramics in orthopedics. *Ceramics International*, 45(1), 15-23.
- Kokubo, T. and Takadama, H. (2006). How Useful is SBF in Predicting in Vivo Bone Bioactivity *Biomaterials*, 2(27), 2907-2915.
- Kumar, P., Dehiya, B.S., Sindhu, A., (2018). *Bioceramics for Hard Tissue Engineering Applications: A Review*, Mater Scince Eng. C.
- Kükürtçü B., (2008). Biyoaktif Cam ve Cam-Seramik Malzemelerin Üretimi ve Yapay Vücut Sivisi İçerisindeki Davranışlarının İncelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Lal, R., ve Pandey, R. (2016). Biomaterials in tissue engineering: From the discovery of biocompatibility to the development of nanomedicine. *International Journal of Nanomedicine*, 11, 2219-2233.
- Langer, R., ve Vacanti, J. P. (1993). *Tissue engineering*. Science, 260(5110), 920-926.
- Li, H., Zhou, Q., ve Zhang, X. (2022). Fabrication of advanced bioactive ceramics for bone repair: A review of recent trends and developments. *Materials Science and Engineering C*, 128, 112299.
- Li, L., Ma, Y., ve Wang, Z. (2020). *Biomaterials for regenerative medicine*. Springer.
- Liu, J., Wu, Y., ve Li, Z. (2018). Titanium alloys in orthopedic applications: A review. *Materials Science and Engineering: C*, 93, 1067-1083.
- Liu, J., Zhang, F., ve Chen, H. (2021). Advances in zirconia ceramics for dental applications. *Journal of Prosthodontics*, 30(8), 741-747.
- Luz, G.N., Mano, J.F., (2011). Preparation and Characterization of Bioactive Glass Nanoparticles Prepared by Sol-Gel for Biomedical Applications, *Nanotechnology*, 1(22), 494.
- Maloney, W. J., ve Maloney, M. P. (2009). Pierre Fauchard: the father of modern dentistry. *Journal of the Massachusetts Dental Society*, 58(2), 28–29.
- Matsumura, H., Wakabayashi, K., ve Tsuchiya, T. (2019). Evaluation of alumina ceramics for dental applications. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(4), 551-557.
- Mavi, A., ve Uzun, G. (2017). Double 1.4462 Paslanmaz Çeliğin Tornalanmasında Kesme Parametrelerinin İşlenebilirlik Üzerine Etkisi. *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi Part C: Tasarım Ve Teknoloji*, 5(3), 177-184.
- McLean J. W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85(1), 61–66.

- Mimura, H., Tanaka, T., ve Yoshida, M. (2017). Bioceramics in orthopedic applications. *Journal of Ceramics Society of Japan*, 125(1), 51-60.
- Moosa, J. M., Abdulzahraa, H. G., Zaidan, S. A., ve Abed, H. Y. (2021). Reinforcing glaze layer of restorative dental zirconia by adding nano alumina ceramics. *Neuro Quantology*, 19(6), 73-78.
- McLean, J. W. (1995). New dental ceramics and esthetics. *Journal of Esthetic Dentistry*, 7(4), 141-149.
- Nair, L. S., ve Shirwaikar, A. (2009). *Biosynthesis of nanoparticles and their biomedical applications*. *Journal of Biomedical Materials Research*, 88(1), 1-10.
- Narayan, R. (2018). *Biomedical materials: An introduction*. CRC Press.
- Nevarez-Rascon, A., Aguilar-Elguezabal, A., Orrantia, E., ve Bocanegra-Bernal, M. H. (2011). Compressive strength, hardness and fracture toughness of Al₂O₃ whiskers reinforced ZTA and ATZ nanocomposites: *Weibull analysis*. *International Journal of Refractory Metals and Hard Materials*, 29(3), 333-340.
- Nimbalkar, S., Bansal, N., ve Sharma, A. (2014). The mechanical properties of biomaterials. *Biomedical Engineering Letters*, 4(4), 91-99.
- Nouri, E., Shahmiri, M., Rezaie, H. R., et al. (2012). The effect of alumina content on the structural properties of ZrO₂-Al₂O₃ unstabilized composite nanopowders. *International Journal of Industrial Chemistry*, 3, 17.
- Okamoto, M., Imai, S., ve Iwasaki, N. (2015). Bioceramic materials for dental applications. *Journal of the Japanese Society for Dental Materials and Devices*, 34(2), 119-126.
- Özkan, A., Şişik, N., ve Öztürk, U. (2016). Kompozit Malzemelerin Ağız, Yüz, Çene Cerrahisinde Kullanımı ve Malzeme Uygunluklarının Belirlenmesi. *Duzce University Journal of Science and Technology*, 4(1), 227-242.
- Patil, S., Patil, D. R., Jung, I. C., ve Ryu, J. (2022). Effect of cooling rates on mechanical properties of alumina-toughened zirconia composites. *Ceramics International*, 1(48), 21048–21053.
- Park, J. B., ve Lakes, R. S. (2007). *Biomaterials: An introduction* (3rd ed.). Springer.
- Pollington, S., ve van Noort, R. (2009). An update of ceramics in dentistry. *International Journal of Clinical Dentistry*, 2(4), 283–307.
- Peterson, I. M., Wuttiaphan, S., Lawn, B. R., ve Chyung, K. (1998). Role of microstructure on contact damage and strength degradation of micaceous glass-ceramics. *Dental Materials*, 14(2), 80-89.

- Raigrodski A. J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 92(6), 557–562.
- Ratner, B. D., Hoffman, A. S., Schoen, F. J., ve Lemons, J. E. (2004). *Biomaterials science: An introduction to materials in medicine* (2nd ed.). Elsevier Academic Press.
- Rieger, W., (2001). *Ceramics in Orthopedics- 30 Years of Evolution and Axperience*, In C. Rieker, S. Oberholzer ve U. Wyss (Eds). World Tribology Forum in Arthroplasty, Hans Huber, Bern, Switzerland, pp. 2083.
- Rosenstiel, S.F., Land, M.F. and Fujimoto, J. (2006) Contemporary fixed prosthodontics. 4th Edition, Mosby, St Louis, 323-327.
- Rosenblum, M. A., ve Schulman, A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *Journal of the American Dental Association*, 128(3), 297–307.
- Sakaguchi, R. L. (2012). *Craig's restorative dental materials*. Philadelphia: Mosby.
- Sánchez, I., Flores, F., ve Martínez, G. (2021). The role of alumina-based composites in dental applications. *Dental Materials Journal*, 40(3), 375-382.
- Sağınç, S.A. , (2013). Polimer Tutucuların Hazırlanması, Karakterizasyonu Ve Doku Mühendisliğindeki Uygulamaları. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul Üniversitesi. Fen Bilimleri Enstitüsü. 94s.
- Soto, J. A., Ramos, A. J., ve Gómez-Polo, M. (2022). Esthetic and mechanical performance of stabilized zirconia in dental restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34(1), 47-53.
- Stojanovic, J., Markovic, D., ve Kovacic, L. (2022). ZrO₂-based ceramics for dental restorations: A material of choice for modern prosthodontics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(2), 300-310.
- Shah, J. A., Khan, F., ve Ahmed, S. (2017). Polymers in tissue engineering. *Biomaterials Science*, 1(7), 383-399.
- Sınmazışık, G., ve Öveçoğlu, M. L. (2006). Physical properties and microstructural characterization of dental porcelains mixed with distilled water and modeling liquid. *Dental Materials*, 22(8), 735-745.
- Sittichoke, W., Tansang, W., ve Yung, H. (2011). *Bioceramics: Materials and applications in dental and orthopedic surgery*. Springer.
- Sullivan, M. T., Osborn, M., ve Walker, P. (2014). Kobalt krom alaşımlarının biyomalzeme olarak kullanımını. *Journal of Materials Science*, 29(2), 134-140.

- Sung, H. J., Lee, K., ve Kim, Y. (2021). Yttria-stabilized zirconia in dentistry: Mechanisms of strengthening and current applications. *Dental Science Review*, 15(4), 357-364.
- Takahashi, T., Kawamoto, T., ve Morimoto, Y. (2021). Biological and mechanical properties of alumina in dental applications: A review. *Journal of Dental Research*, 100(2), 123-130.
- Tay, W. C. (2019). Dental ceramics: A review of their application in restorative dentistry. *Journal of Dental Research*, 89(5), 679-690.
- Thompson, D. (2001). *Biomaterials: The intersection of biology and materials science*. Pearson Education.
- Tong, H., Tanaka, C. B., Kaizer, M. R., ve Zhang, Y. (2016). Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their high-translucency, high-strength and high-surface area. *Ceramics International*, 42(1), 1077–1085.
- Turan, M. , (2020). Seramik Oksit Katkılı Nano Sentetik Hidroksiapatit Kompozitlerin Üretimi Ve Karakterizasyonu. Yüksek Lisans Tezi. Kocaeli Üniversitesi. Fen Bilimleri Enstitüsü. 88 s.
- Warreth, A., ve Elkareimi, Y. (2020). All-ceramic restorations: A review of the literature. *Saudi Dental Journal*, 32(8), 366-372.
- Wang, X., Zhang, J., ve Li, X. (2011). Bioactive metallic biomaterials in orthopedic applications. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 74(1), 1-20.
- Wildgoose, D. G., Johnson, A., ve Winstanley, R. B. (2004). Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91(2), 136–143.
- Williams, D. F. (2009). On the nature of biomaterials. *Biomaterials*, 30(13), 2426-2431.
- Xu, Y., Zhang, L., ve Yang, M. (2017). *Properties and applications of metallic biomaterials*. Springer.
- Yenice, N., & Koçak Büyükdere, A. (2020). CAD/CAM sistemlerinde kullanılan tam seramik bloklar ve endikasyonları. *Dent & Med J - R*, 2(1), 1-15.
- Yalım, B., ve T., Ş. B. (2012). Klinikte tam seramik sistemler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1(5), 76-90.
- Yilmaz, H., Aydın, C., ve Gul, B. E. (2007). Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98(2), 120–128.
- Yu, Y., Liu, X., Yuan, Y., Yu, W., Yin, H., Yin, Z., Zheng, Y., ve He, X. (2022). Microstructural evolution and mechanical properties of nano-ATZ ceramics by

solid solution precipitation. *Journal of Materials Research and Technology*, 1(16), 1293–1304.

Yuan, Z., Zhou, F., ve Zhang, Y. (2021). The role of nanotechnology in enhancing the properties of dental ceramics. *Journal of Nanomaterials*.

Zhang, Y., Liu, X., ve Duan, J. (2016). Biomaterials for tissue engineering. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 1(102, 1-18.

Zhao, J., Zhang, H., ve Li, J. (2018). Ceramic dental materials. *Journal of Dentistry*, 45, 1-7.

Zhou, Q., Cheng, L., ve Li, H. (2023). Recent advances in the application of zirconia ceramics in dental restoration: Properties and clinical performance. *Journal of Dentistry*, 1(118), 103-707.

Zhao, K., Li, X., ve Xu, Y. (2020). Performance of zirconia-based dental ceramics: A review of recent advances. *Materials Science and Engineering: C*, 116, 111230.

Zhigachev, A. O., Rodaev, V. V., Umrikhin, A. V., ve Golovin, Y. I. (2019). The effect of silica content on microstructure and mechanical properties of calcia-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline ceramic. *Ceramics International*, 45(1), 627–633.

Wang, Z., Zhang, H., ve Li, S. (2021). Challenges in the synthesis of nanostructured bioactive ceramics: From materials to clinical applications. *Journal of Materials Chemistry B*, 9(11), 2443-2460.

Wang, H., Li, X., ve Zhang, X. (2022). CAD/CAM technology for the fabrication of zirconia-based dental restorations. *Journal of Prosthodontics*, 31(3), 250-258.

Warreth, A., ve Elkareimi, Y. (2020). All-ceramic restorations: A review of the literature. *The Saudi dental journal*, 32(8), 365–372.

KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER

Çakır, Ş., Demirkol, N. (2024). Production of Alumina (15 wt %) - Zirconia Based Dental Ceramics and Investigation of Bioactivity and Mechanical Properties, *28th International Biomedical Science and Technology Symposium*, Kocaeli , 1-3 Kasım 2024.



ÖZGEÇMİŞ

Şeyma ÇAKIR ilk, orta ve lise öğrenimini Gebze’de tamamladı. 2016 senesinde başladığı Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği bölümünü 2020 senesinde başarı ile bitirdi. 2021 senesinde Kocaeli Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans eğitimine başladı. 2022 senesinde klinik araştırma sektöründe de Tedarik Uzmanı olarak iş hayatına başlamıştır ve hala devam etmektedir.

