

T.C.

ALANYA ALAADDİN KEYKUBAT ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DİŞ İMPLANTLARINA YÖNELİK ZİRKONYA ESASLI KOMPOZİTLERİN  
GELİŞTİRİLMESİ VE KARAKTERİZASYONU

Yüksek Lisans Tezi

Bilal SÖYLEMEZ

Ana Bilim Dalı: Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Anabilim Dalı

Program Adı: Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Programı

Danışman

Doç. Dr. Hilmi YURDAKUL

(Haziran, 2019)

## ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ

Bu tezin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu; çalışmamın hazırlık, veri toplama, analiz ve bilgilerin sunumu olmak üzere tüm aşamalarında bilimsel etik ilke ve kurallara uygun davrandığımı; bu çalışma kapsamında elde edilemeyen tüm veri ve bilgiler için kaynak gösterdiğimi ve bu kaynaklara kaynakçada yer verdiğimi; bu çalışmanın Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi tarafından kullanılan “bilimsel intihal tespit programıyla tarandığını ve “intihal içermediğini” beyan ederim. Herhangi bir zamanda, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçlara razı olduğumu bildiririm.



Bilal SÖYLEMEZ

## TEŞEKKÜR

Günümüzde biyomalzemelere ilgi ve ihtiyaç artarken yeni malzemelerin geliştirilmesi yolunda yapmış olduğumuz bu çalışmaların, bundan sonraki yapılacak olan yeni araştırma ve çalışmalara katkı sağlamasını temenni ederim.

Çalışmalarım boyunca ilgi ve desteğini esirgemeyen, bilgi ve tecrübesiyle bana yol gösteren, sabrıyla her daim yardım eden değerli danışman hocam Doç. Dr. Hilmi YURDAKUL'a,

Deneysel çalışmaların hazırlanmasında ve sonuçların yorumlanması aşamasında bilgi ve tecrübeleriyle destek veren, yardımlarını esirgemeyen Arş. Gör. Ercan ŞENER'e,

Deneyler sırasında yardımlarını eksik etmeyen, destek veren, bilgi ve tecrübesini benimle paylaşan, maddi ve manevi her zaman destekleyen sevgili arkadaşım Koray KAMBUROĞLU'na,

Tez çalışmam boyunca desteklerini esirgemeyen değerli patronum Hasan KARGI ve çalışma arkadaşlarım Şengül TALAŞOĞLU ile Kübra KARGI'ya,

Değerli kardeşim, arkadaşım Ahmet GÜLTEKİN ve eşine,

Benim bu günlere gelmemde en büyük paya sahip destekçilerim olan, bana inanan, her zaman arkamda olduklarını bildiğim, hissettiğim babam Muhammet SÖYLEMEZ, annem Ayşe SÖYLEMEZ ve kardeşim Hilal SÖYLEMEZ'e,

Çalışmalarım boyunca büyük bir sabır ile iyi ve kötü günümde sürekli yanımda olan, tüm sıkıntı ve problemlere birlikte yürüdüğümüz, sevgisiyle desteğini hep yanımda hissettiğim değerli eşim Havva SÖYLEMEZ'e sonsuz teşekkür ederim.

Bilal SÖYLEMEZ

## ÖZET

### DİŞ İMPLANTLARINA YÖNELİK ZİRKONYA ESASLI KOMPOZİTLERİN GELİŞTİRİLMESİ VE KARAKTERİZASYONU

Bilal SÖYLEMEZ

Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Anabilim Dalı

Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü

Haziran, 2019 (85 Sayfa)

Zirkonya malzemeler üstün özellikleriyle, başta dental uygulamalar olmak üzere insanların biyomalzeme olarak sıklıkla kullandığı seramik malzemedir. İnsanların yaşadığı herhangi bir kaza sonrası veya yaşlılık, hastalık gibi bir sebeple dişlerini kaybetmesi veya işleminin azalması nedeniyle çok eski yıllardan beri farklı biyomalzemeler kullanılmıştır. Dental uygulamalar içerisinde olan diş implantları için zirkonyanın kullanımı, gösterdiği yüksek mekanik özellikler ve biyouyumluluğu nedeniyle ideal bir malzeme olarak bilinmektedir. Dental uygulamalarda kullanılan zirkonyanın tetragonal-monoklinik faz dönüşümüyle hacimindeki değişim karakteristik bir özelliğidir. Saf zirkonyanın kullanımını engelleyen bu durum yüzünden, zirkonya farklı stabilize edici oksitler kullanılarak oda sıcaklığında stabil halde bulunmaları sağlanır. Bu çalışmada, zirkonyanın içerisine itriyum ( $Y_2O_3$ ) ilavesi ile stabilize edilen, yüksek sertlik gibi üstün mekanik özelliklere sahip Y-TZP ile üstün yüksek sıcaklık özellikleri gösterdiği bilinen Mg ile kısmen stabilize edilmiş Mg-PSZ kullanılmıştır. Tozlar belli oranlarda karıştırıldıktan sonra, kuru pres ve soğuk izostatik presleme (CIP) şekillendirilmiştir. Şekillendirme sonrası numuneler 1450-1500 °C sinterme sıcaklığı ve 1-2 saat sinterleme süresi kullanılarak numuneler hazırlanmıştır. Elde edilen numunelerin vickers sertlikleri, faz oranları, kırılma toklukları, sinterleme sonrası azalmaları, teorik yoğunlukları ve su emme oranları gibi özellikleri karakterize edilmiş, diş implantı olarak kullanabilecek kompozit malzemeye uygunluğu yorumlanmıştır.

**Anahtar Sözcükler:** Zirkonya, Y-TZP, Mg-PSZ, Biyomalzeme, Diş implantı.

## ABSTRACT

### DEVELOPMENT AND CHARACTERIZATION OF ZIRCONIA BASED COMPOSITES FOR DENTAL IMPLANTS

Bilal SÖYLEMEZ

Department of Materials Science and Engineering

Alanya Alaaddin Keykubat University, Graduate School of Natural and Applied

Sciences

June, 2019

Zirconia materials, with their superior properties, are ceramic materials that people use frequently as biomaterials notably for dental applications. For many years, different biomaterials have been used after any accident or due to the loss of teeth due to old age, illness or decrease in the functionality of tooth. Zirconia usage for dental implants is known as an ideal material because of its high mechanical properties and biocompatibility. The change in volume of zirconia used in dental applications with tetragonal-monoclinic phase transformation is a characteristic feature. Due to this situation which prevents the use of pure zirconia, zirconia is stabilized at room temperature by using different stabilizing oxides. In this study, into zirconia, Y-TZP which has high mechanical properties such as high hardness- stabilized with the addition of yttrium ( $Y_2O_3$ ), Mg, which is known to have superior high temperature properties, and partially stabilized Mg-PSZ were used. After mixing the powders at certain rates, dry-press and cold isostatic pressing (CIP) are formed. After the forming, the samples were prepared by using 1450-1500°C sintering temperature and 1-2 hours sintering time. The properties of the obtained samples such as Vickers hardness, phase rates, fracture toughness, post-sintering reduction, theoretical densities and water absorption rates were characterized and the suitability of the composite material which can be used as dental implant was interpreted.

**Keywords:** Zirconia, Y-TZP, Mg-PSZ, Biomaterial, Dental implant.

## İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	III
ÖZET .....	IV
ABSTRACT.....	V
İÇİNDEKİLER .....	VI
TABLolar LİSTESİ.....	IX
ŞEKİLLER TABLOSU .....	XI
SİMGELER VE KISALTMALAR .....	XIII
1.GİRİŞ .....	1
2.LİTERATÜR .....	6
2.1 Biyomalzemeler ve Biyomalzemelerin Gelişimi .....	6
2.1.2 Biyouyumluluk Terimi .....	10
2.2 Biyomalzemelerin Gruplandırılması .....	13
2.2.1. Metaller ve Alaşımlar .....	14
2.2.2. Polimerler .....	16
2.2.3. Kompozitler.....	16
2.2.4. Seramikler .....	18
2.2.4.1. Seramiklerin Sınıflandırılması .....	19
2.2.4.2.1. Metal Seramik Restorasyonlar.....	21
2.2.4.2.2. Tam Seramik Restorasyonlar.....	21
2.2.4.2.3 Zirkonya Tam Seramik Restorasyonlar .....	22
2.3 Zirkonya .....	22
2.3.1 Dönüşüm Toklaşması .....	25
2.3.2 Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonya İçerikli Seramikler .....	26
2.3.2.1 İtiryum ile Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristalleri ( Y-TZP) .....	26
2.3.2.2 Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina seramik (ZTA) .....	28
2.3.2.3 Magnezyum katyon katkılı kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ) ...	28
2.3.2.4 Seryum ile stabilize edilmiş zirkonya-Alümina kompoziti (Ce-TZP/A) .....	30
3.YÖNTEM .....	31
3.1 Amaç .....	31
3.2 Deney Programı .....	31
3.3 Deneylerde Kullanılan Malzemeler .....	34

3.3.1 İtiryum (Y) İle Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP).....	34
3.3.2 Magnezyum (Mg) İle Kısmi Stabilize Edilmiş Zirkonya (Mg-PSZ) .....	34
3.4 Kompozisyonların Belirlenmesi.....	34
3.5 Karıştırma ve Homojenizasyon İşlemi.....	34
3.6 Şekillendirme .....	35
3.6.1 Kuru presleme .....	35
3.6.2 Soğuk İzostatik Presleme .....	35
3.7 Uzaklaştırma .....	36
3.8 Sinterleme .....	36
3.9 Numunelere Uygulanan Testler .....	39
3.9.1 Sertlik Ölçümleri.....	39
3.9.2 Kırılma Tokluğu Ölçümleri.....	40
3.9.4 X-ışını Difraksiyonu(XRD).....	42
3.9.5 SEM ve EDS .....	43
4.BULGULAR.....	44
4.1 Numunelere Uygulanan Testlerin Sonuçları.....	44
4.1.1 Fiziksel Testlerin Sonuçları.....	44
4.1.1.1 %100 Y-TZP Numunelerinin Fiziksel Test Sonuçları.....	44
4.1.1.2 %75 Y-TZP ve %25 Mg-PSZ İçeren Numunelerin Fiziksel Test Sonuçları .....	46
4.1.1.3 %50 Y-TZP ve %50 Mg-PSZ İçeren Numunelerin Fiziksel Test Sonuçları .....	49
4.1.1.4 %25 Y-TZP ve %75 Mg-PSZ İçeren Numunelerin Fiziksel Test Sonuçları .....	51
4.1.1.5 %100 Mg-PSZ İçeren Numunelerin Fiziksel Test Sonuçları .....	53
4.1.1.6 Fiziksel Testlerin Toplu Sonuçları.....	55
4.1.2 Sertlik ve Kırılma Tokluğu Testlerinin Sonuçları.....	57
4.1.2.1 %100 Y-TZP Numunelerinin Sertlik ve Kırılma Tokluğu Test Sonuçları .....	58
4.1.2.2 %75 Y-TZP ve %25 Mg-PSZ İçeren Numunelerin Sertlik ve Kırılma Tokluğu Test Sonuçları.....	60
4.1.2.3 %50 Y-TZP ve %50 Mg-PSZ İçeren Numunelerin Sertlik ve Kırılma Tokluğu Test Sonuçları.....	61
4.1.2.4 %25 Y-TZP ve %75 Mg-PSZ İçeren Numunelerin Sertlik ve Kırılma Tokluğu Test Sonuçları.....	62
4.1.2.5 %100 Mg-PSZ Numunelerinin Sertlik ve Kırılma Tokluğu Test Sonuçları .....	63

4.1.2.6 Sertlik ve Kırılma Tokluğu Testlerinin Toplu Sonuçları .....	64
4.1.3 X-ışınları Difraksiyonu(XRD) Faz Analiz Sonuçları.....	66
4.1.3.1 Sinterleme Sıcaklıklarına göre XRD Sonuçları ve Faz Analizi.....	66
4.1.3.1.1 1450°C/1 saat sinterlenmiş numunelerin XRD sonuçları	66
4.1.3.1.2 1450°C/2 saat sinterlenmiş numunelerin XRD sonuçları	67
4.1.3.1.3 1500°C/1 saat sinterlenmiş numunelerin XRD sonuçları	68
4.1.3.1.4 1500°C/2 saat sinterlenmiş numunelerin XRD sonuçları	69
4.1.3.2 Kompozisyona Bağlı XRD Sonuçları ve Faz Analizi.....	70
4.1.3.2.1 %100Y-TZP XRD sonuçları.....	70
4.1.3.2.2 %75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ XRD sonuçları .....	71
4.1.3.2.3 %50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ XRD sonuçları .....	72
4.1.3.2.4 %25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ XRD sonuçları .....	73
4.1.3.2.5 %100Mg-PSZ XRD sonuçları .....	74
4.1.4 SEM ve EDS analizleri Sonuçları .....	75
4.1.4.1 %100 Y-TZP SEM ve EDS analizleri Sonuçları .....	75
4.1.4.2 %25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ SEM ve EDS analizleri Sonuçları .....	76
4.1.4.3 %100 Mg-PSZ SEM ve EDS analizleri Sonuçları.....	78
5-SONUÇ VE ÖNERİLER .....	80
6-KAYNAKLAR.....	82
ÖZGEÇMİŞ .....	85



## TABLolar LİSTESİ

<b>Tablo 2. 1</b> Biyomedikal ürünlerde kullanılan doğal ve sentetik malzemeler.....	7
<b>Tablo 2. 2</b> Biyomalzemelerin uygulamalarına örnekler.....	10
<b>Tablo 2. 3</b> Biyouyumlu polimerik malzemeler .....	16
<b>Tablo 2. 4</b> Dental seramiklerin sinterleme sıcaklıklarına göre sınıflandırılması. ....	20
<b>Tablo 2. 5</b> Seramiklerin işleme metoduna göre sınıflandırılması .....	20
<b>Tablo 2.6</b> Zirkonyanın mekanik özellikleri.....	25
<b>Tablo 2. 7</b> Mg-PSZ, Y-PSZ ve Y-TZP'nin fiziksel özellikleri.....	25
<b>Tablo 2. 8</b> TZP genel özellikleri .....	27
<b>Tablo 2. 9</b> İtiryum ile stabilize edilmiş bir zirkonyanın kimyasal bileşimi .....	27
<b>Tablo 2. 10</b> MgO KSZ, Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> KSZ ve CaO KSZ seramiklerinin mekanik özellikleri...	29
<b>Tablo 3. 1</b> Numunelerin kompozisyonları ve uygulanacak sinterleme işlemi .....	34
<b>Tablo 3. 2</b> Sinterleme işlemleri ve aşamaları .....	36
<b>Tablo 4. 1</b> %100 Y-TZP numunelerinin şekillendirme sonrası ve sinterleme sonrası tartım tablosu.....	44
<b>Tablo 4. 2</b> %100 Y-TZP numunelerin kuru, yaş ve askıda tartım sonuçları ve % su emme ve % görünür porozite oranları .....	45
<b>Tablo 4. 3</b> %100 Y-TZP Numunelerin bulk(yığın) yoğunluk ve % deneysel teorik yoğunlukları .....	45
<b>Tablo 4. 4</b> %75 Y-TZP ve %25 Mg-PSZ İçeren Numunelerin şekillendirme sonrası ve sinterleme sonrası tartım tablosu .....	47
<b>Tablo 4. 5</b> %75 Y-TZP ve %25 Mg-PSZ İçeren numunelerin kuru, yaş ve askıda tartım sonuçları ve % su emme ve % görünür porozite oranları .....	47
<b>Tablo 4. 6</b> %75 Y-TZP ve %25 Mg-PSZ İçeren Numunelerin bulk(yığın) yoğunluk, teorik yoğunlukları ve % deneysel teorik yoğunlukları.....	48
<b>Tablo 4. 7</b> %50 Y-TZP ve %50 Mg-PSZ İçeren Numunelerin şekillendirme sonrası ve sinterleme sonrası tartım tablosu .....	49
<b>Tablo 4. 8</b> %50 Y-TZP ve %50 Mg-PSZ İçeren numunelerin kuru, yaş ve askıda tartım sonuçları ve % su emme ve % görünür porozite oranları .....	50
<b>Tablo 4. 9</b> %50 Y-TZP ve %50 Mg-PSZ İçeren Numunelerin bulk(yığın) yoğunluk ve % deneysel teorik yoğunlukları .....	50
<b>Tablo 4. 10</b> %25 Y-TZP ve %75 Mg-PSZ İçeren Numunelerin şekillendirme sonrası ve sinterleme sonrası tartım tablosu .....	51
<b>Tablo 4. 11</b> %25 Y-TZP ve %75 Mg-PSZ İçeren numunelerin kuru, yaş ve askıda tartım sonuçları ve % su emme ve % görünür porozite oranları.....	52
<b>Tablo 4. 12</b> %25 Y-TZP ve %75 Mg-PSZ İçeren Numunelerin bulk(yığın) yoğunluk ve %deneysel teorik yoğunlukları .....	52

<b>Tablo 4. 13</b> %100 Mg-PSZ İçeren Numunelerin şekillendirme sonrası ve sinterleme sonrası tartım tablosu .....	53
<b>Tablo 4. 14</b> %100 Mg-PSZ İçeren numunelerin kuru, yaş ve askıda tartım sonuçları ve % su emme ve % görünür porozite oranları .....	54
<b>Tablo 4. 15</b> %100 Mg-PSZ İçeren Numunelerin bulk(yığın) yoğunluk ve % deneysel teorik yoğunlukları.....	54
<b>Tablo 4. 16</b> Farklı oranlarda hazırlanmış Y-TZP ve Mg-PSZ İçeren Numunelerin sinterleme sıcaklığı ve sinterleme sürelerine bağlı değişen fiziksel sonuçları .....	55
<b>Tablo 4. 17</b> 1450-1500°C 1-2 saat sinterlenmiş %100 Y-TZP numunelerinin sertlik (HV) ve kırılma tokluğu sonuçları (K <sub>IC</sub> ).....	58
<b>Tablo 4. 18</b> 1450-1500°C 1-2 saat sinterlenmiş %75 Y-TZP ve %25 Mg-PSZ numunelerinin sertlik (HV) ve kırılma tokluğu sonuçları (K <sub>IC</sub> ) .....	60
<b>Tablo 4. 19</b> 1450-1500°C 1-2 saat sinterlenmiş %50 Y-TZP ve %50 Mg-PSZ numunelerinin sertlik (HV) ve kırılma tokluğu sonuçları (K <sub>IC</sub> ).....	61
<b>Tablo 4. 20</b> 1450-1500°C 1-2 saat sinterlenmiş %25 Y-TZP ve %75 Mg-PSZ numunelerinin sertlik (HV) ve kırılma tokluğu sonuçları (K <sub>IC</sub> ).....	62
<b>Tablo 4. 21</b> 1450-1500°C 1-2 saat sinterlenmiş %100 Mg-PSZ numunelerinin sertlik (HV) ve kırılma tokluğu sonuçları (K <sub>IC</sub> ) .....	63
<b>Tablo 4. 22</b> Sertlik ve Kırılma Tokluğu Testlerinin Toplu Sonuçları.....	64
<b>Tablo 4. 23</b> 1450°C - 1 Saat Sinterlenen Numunelerin Faz Oranları.....	66
<b>Tablo 4. 24</b> 1450°C - 2 Saat Sinterlenen Numunelerin Faz Oranları.....	67
<b>Tablo 4. 25</b> 1500°C - 1 Saat Sinterlenen Numunelerin Faz Oranları.....	68
<b>Tablo 4. 26</b> 1500°C - 2 Saat Sinterlenen Numunelerin Faz Oranları.....	69
<b>Tablo 4. 27</b> 100Y-TZP Numunelerin Faz Oranları .....	70
<b>Tablo 4. 28</b> 75Y-TZP/25Mg-PSZ Numunelerin Faz Oranları .....	71
<b>Tablo 4. 29</b> %50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ Numunelerin Faz Oranları .....	72
<b>Tablo 4. 30</b> 25Y-TZP/75Mg-PSZ Numunelerin Faz Oranları .....	73
<b>Tablo 4. 31</b> %100 Mg-PSZ Numunelerin Faz Oranları .....	74
<b>Tablo 4. 32</b> %100 Y-TZP numunesinin siyah tanenin EDS analiz sonuçları .....	76
<b>Tablo 4. 33</b> %25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ numunesinin siyah tanenin EDS analiz sonuçları .....	77
<b>Tablo 4. 34</b> %25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ numunesinin beyaz tanenin EDS analiz sonuçları .....	77
<b>Tablo 4. 35</b> %25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ numunesinin siyah tanenin EDS analiz sonuçları .....	78
<b>Tablo 4. 36</b> %100 Mg-PSZ numunesinin beyaz tanenin EDS analiz sonuçları.....	79

## ŞEKİLLER TABLOSU

Şekil 2. 1 Biyomalzeme biliminin diğer dallarla ilişkisi .....	8
Şekil 2. 2 Biyoseramik malzemelerin vücut dokuları ile verdiği tepki tipleri.....	12
Şekil 2. 3 Biyomalzemelere genel bakış.....	13
Şekil 2. 4 Ortopedide kullanılan Çeşitli Kompozitlerin ve Kullanım Yerleri .....	17
Şekil 2. 5 Zirkonya ( $ZrO_2$ ) destek kullanılarak yapılan (a) metal desteksiz (tam seramik) ve (b) metal destekli köprü uygulamasının ışık altındaki görüntüleri .....	21
Şekil 2. 6 Zirkonyum mineralleri: a) Baddeleyit ( $ZrO_2$ ), b) Zirkon ( $ZrSiO_4$ ). .....	23
Şekil 2. 7 Zirkonya polimorflarının kristal yapıları.....	24
Şekil 2. 8 Zirkonya biyo inert seramik malzemesinde karşılaşılan dönüşüm toklaştırmaları .....	26
Şekil 2. 9 MgO-ZrO <sub>2</sub> faz diyagramı .....	29
Şekil 3. 1 Deney programı akış şeması.....	33
Şekil 3. 2 Kuru preslemede kullanılan pres .....	35
Şekil 3. 3 (CIP) Soğuk izostatik presleme cihazı .....	36
Şekil 3. 4 Numunelerin sinterlenmesi için fırına yerleştirime aşaması .....	37
Şekil 3. 5 1450°C / 1 saat sinterleme grafiği .....	37
Şekil 3. 6 1450°C / 2 saat sinterleme grafiği .....	38
Şekil 3. 7 1500°C / 1 saat sinterleme grafiği .....	38
Şekil 3. 8 1500°C / 2 saat sinterleme grafiği .....	39
Şekil 3. 9 Sertlik ve kırılma tokluğunda kullanılan cihaz.....	39
Şekil 3. 10 Su Emdirme İşlemi .....	41
Şekil 3. 11 Rigaku marka XRD cihazı .....	42
Şekil 4. 1 %100 Y-TZP % deneysel teorik yoğunluğu.....	46
Şekil 4. 2 %75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ % deneysel teorik yoğunluğu .....	48
Şekil 4. 3 %50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ % deneysel teorik yoğunluğu .....	51
Şekil 4. 4 %25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ % deneysel teorik yoğunluğu .....	53
Şekil 4. 5 %100 Mg-PSZ % deneysel teorik yoğunluğu .....	55
Şekil 4. 6 Numunelerin toplu % deneysel teorik yoğunluğu.....	57
Şekil 4. 7 %100 Y-TZP/1500/1 numunesi Vickers Sertlik görüntüleri.....	59
Şekil 4. 8 %100Y-TZP/1500/2 numunesi Vickers Sertlik görüntüleri.....	59
Şekil 4. 9 %100Y-TZP/1450/2 numunesi Vickers Sertlik görüntüleri.....	59
Şekil 4. 10 %100Y-TZP/1450/1 numunesi Vickers Sertlik görüntüleri.....	59
Şekil 4. 11 %100 Y-TZP sertlik ve kırılma tokluğu.....	60
Şekil 4. 12 %75 Y-TZP/%50 Mg-PSZ sertlik ve kırılma tokluğu.....	61

Şekil 4. 13	%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ sertlik ve kırılma tokluğu.....	62
Şekil 4. 14	%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ sertlik ve kırılma tokluğu.....	63
Şekil 4. 15	100 Mg-PSZ sertlik ve kırılma tokluğu.....	64
Şekil 4. 16	Numunelerin toplu sertlik ve kırılma tokluğu .....	65
Şekil 4. 17	1450°C - 1 Saat Sinterlenmiş Numunelerin XRD Grafiği .....	66
Şekil 4. 18	1450°C - 1 Saat Sinterlenen Numunelerin Faz Oranları Grafiği.....	67
Şekil 4. 19	1450°C - 2 Saat Sinterlenmiş Numunelerin XRD Grafiği .....	67
Şekil 4. 20	1450°C - 2 Saat Sinterlenen Numunelerin Faz Oranları Grafiği.....	68
Şekil 4. 21	1500°C - 1 Saat Sinterlenmiş Numunelerin XRD Grafiği .....	68
Şekil 4. 22	1500°C - 1 Saat Sinterlenen Numunelerin Faz Oranları Grafiği.....	69
Şekil 4. 23	1500°C - 2 Saat Sinterlenmiş Numunelerin XRD Grafiği .....	69
Şekil 4. 24	1500°C - 2 Saat Sinterlenen Numunelerin Faz Oranları Grafiği.....	70
Şekil 4. 25	%100Y-TZP XRD Grafiği .....	70
Şekil 4. 26	100Y-TZP Numunelerin Faz Oranları Grafiği.....	71
Şekil 4. 27	75Y-TZP/25Mg-PSZ XRD Grafiği.....	71
Şekil 4. 28	75Y-TZP/25Mg-PSZ Numunelerin Faz Oranları Grafiği.....	72
Şekil 4. 29	50Y-TZP/50Mg-PSZ XRD Grafiği.....	72
Şekil 4. 30	%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ Numunelerin Faz Oranları Grafiği .....	73
Şekil 4. 31	%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ XRD Grafiği .....	73
Şekil 4. 32	%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ Numunelerin Faz Oranları Grafiği .....	74
Şekil 4. 33	%100 Mg-PSZ XRD Grafiği.....	74
Şekil 4. 34	%100 Mg-PSZ Numunelerin Faz Oranları Grafiği .....	75
Şekil 4. 35	%100 Y-TZP numunesinin SEM görüntüsü (10k X) .....	75
Şekil 4. 37	%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ numunesinin SEM görüntüsü (10k X,19.25k X) .....	76
Şekil 4. 38	%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ numunesinin siyah tanenin EDS analizi .....	76
Şekil 4. 36	%100 Y-TZP numunesinin siyah tanenin EDS analizi .....	76
Şekil 4. 39	%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ numunesinin beyaz tanenin EDS analizi .....	77
Şekil 4. 40	%100 Mg-PSZ numunesinin SEM görüntüsü (10k X,16.02k X).....	78
Şekil 4. 41	%100 Mg-PSZ numunesinin siyah tanenin EDS analizi.....	78
Şekil 4. 42	%100 Mg-PSZ numunesinin beyaz tanenin EDS analizi.....	78

## SİMGELER VE KISALTMALAR

### Simgeler

GPa	Gigapascal
$\Delta T$	Sıcaklık Farkı
E	Elastik Modülü
$\mu\text{m}$	Mikrometre
T	Sıcaklık ( $^{\circ}\text{C}$ )
P	Yük
MPa	Megapascal

### Kısaltmalar

PSZ	Kısmen stabilize edilmiş zirkonya
TZP	Tetragonal zirkonya polikristaller
FSZ	Tam Stabil Zirkonya
ZTA	Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
CIP	Soğuk İzostatik Presleme
XRD	X ışınları difraksiyonu
SEM	Taramalı elektron mikroskobu
t	Tetragonal
m	Monoklinik
VSD	Vickers sertlik değeri
HV	Vickers sertliği
$K_{\text{c}}$ , $K_{\text{Ic}}$	Kırılma Tokluğu
EDS	Enerji Dağılımlı X-ışınları Analizi

## 1.GİRİŞ

Dental tedavi uygulamalarının temel amacı herhangi bir kaza, yaşlılık durumu veya hastalık gibi bir sebeple kaybedilen diş veya dişlerin işlevini tekrar yerine getirebilecek malzemeler kullanarak eski haline kısmen veya tamamen getirmektir. Bunu yaparken ağız içindeki hasar görmemiş sağlam halde bulunan dişlerle uyumluluk sağlanmalıdır (Uz, 2018). Günümüzde hala, çiğnemeye iyi dayanıklılık gösterecek, kaybolan veya zarar görmüş diş ve diş dokularını taklit edecek, iyi biyolojik uyum gösteren bir malzeme arayışı sürmektedir.

Seramik malzemeler özellikleriyle doğadakine yakın estetik ve biyolojik özellik gösteren malzemeler olmuş ancak bazı uygulamalar için istenen yeterli dayanıklılığı gösterememiştir. (Yıldırım, 2014).

Metal ile seramik malzeme kullanılarak yapılmış metal destekli seramik malzemelerde, metal ve seramiğin ısıl genişleme davranışlarındaki farklılıklar zayıf bağlanma dayanımına neden olmuştur. Ayrıca üretimi sonrası metalin oksit tabakası oluşturabilme potansiyeli ve ışık geçirgenliğinin yetersiz olması, metal sebebiyle oluşabilecek alerjik etkiler ve estetik açıdan dezavantajlar çıkabilmektedir. Bu sorunlar literatürde araştırmacıları metal destekli seramik restorasyonda metal yerine kullanılabilir farklı çözümler bulmaya ve geliştirmeye yönelmiştir. Bu çalışmalarda ilk önce metale alternatif olabilecek malzemeler denenmiş ayrıca kullanılan metalin kalınlığı azaltılmak için çalışılmıştır. Ancak bun çalışmalarda beklendiği kadar iyi sonuç vermediği için, günümüzde metal tamamen kaldırılarak sadece seramikten oluşan tüm seramik restorasyon malzemeler kullanılmıştır. Tüm seramik restorasyonların, metal destekli seramik restorasyonlara göre ışık geçirgenliğinin geliştirilmesi, doğal dişe benzer bir estetik yapıda oluşu, seramiklerin biyoyumluluğunun metallere göre daha iyi olduğundan kaynaklı olarak metal destekli restorasyonlara göre daha iyi oluşu başlıca avantajları olmuştur. Ayrıca tüm seramik restorasyonların metal desteği olmadığı için metal oksit oluşumunun olmaması, seramiklerin alerjik ve toksik etkiler oluşturmamaları, seramiğe bağlı olarak korozyon ve ısıl direncinin yükselmesi ve malzemelerin boyutsal stabilitesinin olması diğer önemli avantajları olmuştur (Uz, 2018).

Zirkonya, tüm seramik restorasyon uygulamaları için iyi elastik modülü ve yüksek tokluğu gibi iyi mekanik özelliklerinin yanında en önemlisi yüksek biyoyumluluk özelliğiyle çalışmalarda ön plandadır (Uz, 2018). Zirkonya seramikler,

seramiklerin arasında oldukça önemli bir yeri olup, günümüzde yüksek sıcaklık dayanımı, biyouyumluluğu, stabil yapısı, iyi aşınma direnci, dental uygulamalara uygun doğal görünümü ve yüksek korozyon direnci gibi özellikleri nedeniyle dental malzeme olarak sıklıkla kullanılmaktadır (Matik, 2018).

İlk olarak 1789 yılında zirkon taşının ısıtılmasıyla elde edilen zirkonyumun (Zr) genel özelliklerine bakıldığında metalik yapıda olan bir elementtir. Atom numarası 40 olan ve periyodik tablonun D grubunda yer alan zirkonyum, bir geçiş elementi olup, 6,49 g/cm<sup>3</sup> yoğunluğa sahiptir. Zirkonyum oda şartlarında grimsi bir renge sahip olan zirkonyumun erime noktası 1852°C ve kaynama sıcaklığı 3580°C'dir. Zirkonyum içerisinde %1-3 mol Hafniyum (Hf) bulundurur. Ancak zararlı etkileri olan Hafniyum zirkonyumdan ayrıştırılır ve zararı yok edilir (Yıldırım, 2014).

Zirkonya öncelerde diğer oksitler de kullanılarak seramikte renklendirici malzeme olarak kullanılmıştır. Günümüzde ise üstün özelliklerinden dolayı birçok uygulamada kullanılmaktadır. Özellikler korozyona karşı dirençli oluşu, ısı iletkenliğinin düşük oluşu ve dayanıklılığı sayesinde; patlayıcı imalatında, çelik eldesinde, yapay ipek yapımında ve flaş ampullerinin üretimi gibi birçok uygulamada kullanılır. Zirkonyanın radyasyona karşı olan çok direnci nükleer reaktör yakıtlarının yalıtımında kullanılmasını sağlamıştır. Zirkonyum oksit, ısıya dayanıklılığı ile cam-seramik endüstrilerinde, metalürjik fırınların kaplanmasında ve ısıl şoka dayanıklı malzemelerde kullanılır. Ayrıca zirkonyanın ısıltı vermesi bakımından elmasa en yakın olan taştır ve elmasın imitasyonu olarak uygulamalarda kullanılmaktadır (Bultan, 2010).

Zirkonyanın, dental uygulamalarda kullanılmasıyla oluşan avantajlar şu şekilde sıralanabilir;

- Tanelerinin boyutu ve homojen taneli mikro yapısı, restorasyonlarda üstün mekanik özellikler sağlar.
- Korozyona karşı iyi bir direnç gösterir.
- Yüksek gerilme direncine sahiptir.
- İyi derecede biyouyumluluk gösterir.
- Şartlara göre yoğun halde sinterlenmesi, muhtemel kırık ve çatlakları azaltır.

Zirkonyanın dental uygulamalarda kullanılmasında, hafif opak görüntüsü dezavantajıdır. Bu dezavantaj oksit köprüler ve ön bölge diş gruplarında kullanılan zirkonyanın bazı durumlarda estetik açıdan bir sorun oluşturduğu görülmüştür. Araştırmalarda zirkonya bu dezavantajını yani hafif fildişi olan opak rengini

iyileştirmek ve estetik açıdan kullanılabilir yapmak için FeO ve CeO gibi bileşiklerle eklenerek bu dezavantaj ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır. Amerikada düzenlenen bir sempozyumda araştırmacılar zirkonyanın içerisine FeO ve CeO bileşikleri ilave etmiş ve seramiğin kırılma direncinde bir değişim ve hiçbir reaksiyon olmadığını belirtmişlerdir (Yazıcı, 2013).

Zirkonyum oda sıcaklığı ile 1170°C arasında monoklinik, 1170°C - 2370°C aralığında tetragonal ve 2370°C'den erime noktasına kadar ise kübik olmak üzere 3 farklı faz yapısı göstermektedir. Bunların içerisindeki zirkonyuma özgü karakteristik davranış monoklinik-tetragonal faz dönüşümü sırasında %3-5'lük hacimsel bir değişimdir. Bu hacimsel değişim zirkonyumun saf halde kullanılmasını engellemektedir. Saf halde kullanılmayan zirkonyanın stabilitesini sağlamak için içerisine magnezyum oksit (MgO), itriyum oksit (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), kalsiyum oksit (CaO), seryum oksit (CeO) gibi oksitlerin eklenmesi, faz dönüşümü sırasında oluşan stresin ve hacimsel değişimin kontrolünün sağlamaktadır. Zirkonya içerisine eklenen eklentiler, dönüşüm sırasında oluşan hacimsel değişimin stabilitesinin yanında malzemenin sertliğini de iyileştirdiği görülmüştür (Uz, 2018). Biyomedikal uygulamalarda çoğunlukla itriyum (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya seramikler yani Y-TZP'dir. Saf zirkonya ile Y-TZP karşılaştırıldığında, stabilize edilmiş zirkonyanın yüksek kırılma tokluğu oldukça iyidir (Matik, 2018).

Dental uygulamalarda en çok magnezyum kısmi stabilize zirkonya (Mg-PSZ), zirkonyumla güçlendirilmiş alümina (ZTA) ve itriyum tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP) kullanılmaktadır. (Uz, 2018). Bazı uygulamalarda bunlara ek olarak alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ)'de kullanılmaktadır. (Yazıcı, 2013). Bunların yanı sıra 8 mol CaO ile stabilize edilerek oluşturulan oluşturulan CaO-ZrO<sub>2</sub> ve 12 mol seryum ile stabilize edilmiş CeO-ZrO<sub>2</sub> yapıları, dental uygulamalarda karşımıza çıkmaktadır (Uz, 2018).

Kısmen stabilize edilmiş zirkonyalarda en fazla çalışma MgO ile kısmen stabilize edilmiş zirkonyada yapılmıştır. MgO ile kısmen stabilize edilmiş zirkonyada kullanılan stabilize edici MgO, diğer oksitlere (CaO, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, vb.) göre daha kolay ve çok bulunur, ayrıca diğer oksitlere göre daha ucuzdur. MgO ile stabilize edilerek elde edilen malzeme, üstün termal ve mekanik özelliklere sahip olduğu bilinmektedir.

Dental uygulamalarda sıkça kullanılan başka bir biyomalzeme olan, saf zirkonya içerisine ağırlığının % 2-3'ü oranında itriyum oksidin (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) ilave edilmesiyle stabilize edilen zirkonya 3Y-TZP'dir. Yapı içerisinde dağılmış stabilize edici Y<sup>+3</sup> ve Zr<sup>+4</sup>



katyonları, elektriksel nötralizasyonu ile oksijen anyonları sağlayarak zirkonyayı stabilize etmektedir. Dental uygulamalarında kullanılan 3Y-TZP seramiklerin mikro yapısı 0,2-0,5 mikrometre ( $\mu\text{m}$ ) çapında eş eksenli taneciklerden oluşmaktadır (Yerliyurt, 2014).

ZTA, biyomalzeme olarak kullanımı artan bir seramik malzemedir. Zirkonyumun alümina ile bir kombinasyonudur. Üstün özellikleri olan ZTA zirkonyum ile güçlendirilmiş alüminadan oluşur (Eğilmez, 2011). In-Ceram Zirconia, ZTA'ya örnek olarak verilebilecek bir dental üründür. In-Ceram Zirconia, In-Ceram Alumina hacimce %33 oranında zirkonyum (12Ce-TZP) eklenmesiyle geliştirilmiştir (Yerliyurt, 2014).

Biyomedikal uygulamalarda, magnezyum katyonlu zirkonya polikristali ile ilgili çalışmalar yapılmış ancak bu malzemenin gren boyutunun büyük olması (30-60  $\mu\text{m}$ ) ve porozitelerin varlığı kırık oluşumuna neden olmuş, dolayısıyla başarısız olmuştur (Nağış, 2008). Materyaldeki kompozisyonda MgO oranı % 8-10 arasındadır Mikro yapısı kübik stabilize zirkonya matriks içinde teragonal yapı sergilemektedir (Eğilmez, 2011). Mg-PSZ seramiklerin tam sinterlenmiş blokları CAM ünitesinde kullanılmaktadır (Karaalioglu, 2008).

Seramik malzemelerin özellikleri belirleyen neden, malzemenin yapısındaki fazlar ve bu fazların oranlarıdır. Örneğin: monoklinik  $\text{ZrO}_2$  iyi bir elektronik iletkenidir. Tetragonal  $\text{ZrO}_2$ , üstün mekanik özelliklere sahipken; kübik  $\text{ZrO}_2$  ise özellikle yüksek sıcaklıklarda mükemmel bir iyonik iletkenliğe sahiptir. Faz dönüşüm miktarını etkileyen başlıca faktörler stabilize edici oksitin tipi ve yoğunluğu, oluşan stresler, zirkonyanın partikül büyüklüğü, yaşlandırma, sıcaklık için kullanılan kimyasalın uygulanma süresidir.  $\text{Y}_2\text{O}_3$  en sık kullanılan stabilize edici oksittir. Ancak  $\text{Y}_2\text{O}_3$  yapısında bulunan oksijen boşlukları düşük ısılarda bozulmaya sebep olabilmektedir. Zirkonya içerisine %8 veya 12 oranında bileşen eklenerek tam stabilize kübik fazı (kübik zirkonyum) elde edilebilirken, daha küçük miktarlarda (%3-5) eklemeler ile kısmi stabilize zirkonyum elde edilir (Yazıcı, 2013).

Bu çalışmanın amacı, hazırlanan farklı kompozisyonlarda ve farklı sinterleme şartlarında hazırlanmış Y-TZP ve Mg-PSZ numunelerinin diş implantlarına yönelik zirkonya esaslı kompozitlerin geliştirilmesi ve karakterizasyonudur. Kompozisyonları daha önceki çalışmalarda göze alınarak belirlenen Y-TZP ve Mg-PSZ tozlarının, değirmende karıştırılması ve presleme yöntemleriyle şekillendirilmesi, sonrasında belirlenmiş 1450–1500°C sıcaklıklarda, 1-2 saat sinterleme süresinde sinterlenerek

numuneler oluşturulacaktır. Elde ettiğimiz numunelerin sertlik ve kırılma tokluğu gibi mekanik, yoğunluk ve gözeneklilik gibi fiziksel özellikleri karakterize edilecektir. Y-TZP'nin yüksek sertliği, Mg-PSZ'nin üstün termal özellikleri, yüksek sıcaklık özellikleri ve ısıl şok direnci kullanılarak, yüksek sertlik ve yüksek termal özelliğe sahip diş implantında kullanılabilecek malzeme üretmek amaçlanmıştır.

## 2.LİTERATÜR

### 2.1 Biyomalzemeler ve Biyomalzemelerin Gelişimi

İnsan vücudunun koruma, önleme sistemleri ve iyileşme özellikleri olsa da bazı durumlarda savunmasız kaldığı zamanlar olur. Bu durumlarda insanlar bazen bir dış veya gözden bazen de hayatından olabilir. Bu nedenle bu yaşanabilecek zayıflıklarını en azamiye indirme veya bunları gidermenin yolları araştırılmıştır. Bu araştırmalarda da biyolojik yapısına en yakın malzemeyi elde ederek kullanmayı amaçlamıştır (Tüylek, 2017). Geçici veya daimi olabileni tedavi ve onarım gibi amaçlarla vücuda dahil edilen bu malzemelere biyomalzeme adı verilir (Yılmaz, 2013).

Biyomalzemenin fiziksel, kimyasal, mekanik, termal özelliklerinin iyi bilinmesi ve özellikle doku ile alerjik, toksik, karsinojenik reaksiyon vermemeleri istenir (Yıldırım, 2014). İnsanların sürekli ihtiyaç duymasından dolayı günümüzde Biyomalzeme Bilimi büyük gelişmeler olmaya devam etmektedir (Güven, 2014). Biyomalzemeler, kendilerini çevreleyen dokuların normal değişimlerine uygun olan ve istenmeyen tepkiler oluşturmaması gereken malzemelerdir (Özcan, 2010).

Vücut dokularının bazı fonksiyonlarını yerine getiremez olması durumunda yapay olarak geliştirilen biyomalzemelerin kullanımı önemlidir. Biyomalzemeler dahili veya harici olarak vücuda dahil edilebilirler (Yılmaz, 2013). Bu malzemeler tamamen vücut içinde olabilirken kısmen vücut içinde ya da tamamen vücut dışında olarak da kullanılabilir. Kalp kapakçığı, yapay kalp, göğüs ve diş implantları, damarlar, omuz, kalça, eklem gibi protezler ve bazı lensler vücut içinde kalarak bir daha çıkarılmayan biyomalzemelerden yapılırlar (Zümrüt, 2009). Biyomalzemelerin, hücre teknolojisinde, biyosensörlerde, biyorobotlarda, biyoayırma işlemlerinde, enzim, doku, hücre gibi biyoaktif maddelerin immobilizasyonunda (hareketsizleştirme, sabitleştirme) ve biyoçiplerdeki kullanımları gibi birçok uygulamaları literatürde bulunmaktadır (Tüylek, 2017).

Biyomalzemeler, insan vücudunun çok değişken koşulları, vücut sıvılarının pH değeri gibi ortamlarda kullanılırlar. Kemiklerimiz yaklaşık 4 MPa, tendonlar ise 40-80 MPa değerinde gerilmeye maruz kalır. Bir kalça eklemine ortalama yük, vücut ağırlığının 3 katına, sıçrama gibi faaliyetlerde ise bu değer 10 katı kadar olabilir. Biyomalzemeler bu tür ortamlara ve bu çeşitli zorluklara karşı dayanıklı ve uyumlu olması gerekmektedir (Demir, 2014). Doku mühendisliği alanındaki gelişmeler ile

klasik biyomateryallerden farklı olarak içlerine canlı hücrelerin katıldığı ve vücuda yerleştirildikten belli bir süre sonra hastanın kendi dokusuyla bütünleşerek hasarlı bölgenin iyileştirilmesini hedef alan çalışmalar da yapılmaktadır (Tüylek, 2017).

Biyomalzemelerin sahip olması istenen başlıca özellikler şöyle sayılabilir;

- İyi mekanik mukavemet
- Uygun ağırlık, yoğunluk, yeterli yorulma dayanımı
- Aşınmaya direnç
- Ses emici bir tasarım
- Seri üretime elverişlilik
- Bazı uygulamalar için estetik görünüm
- Kimyasal kararlılık
- Özellikler güvenilirlik için biyouyumluluk

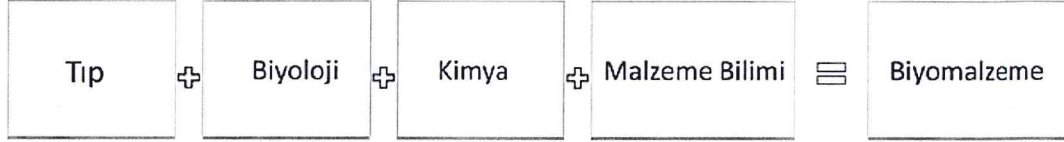
Ortopedik uygulamalar ve diş protezi uygulamalarında, genelde birinci grup metal ve seramiklerden hazırlanmaktadır. Tablo 2.1’de çeşitli biyomedikal uygulamalarda kullanılan biyomalzemeler görülmektedir. Günümüze kadar çok çeşitli birçok biyomalzemeler kullanılmış, en önemlisi beklenen gereksinimleri karşılayacak uygun biyomalzeme bulup seçmektir.

**Tablo 2. 1** Biyomedikal ürünlerde kullanılan doğal ve sentetik malzemeler (Mutlu, 2005)

UYGULAMA ALANI	MALZEME TÜRÜ
<b>İskelet Sistemi</b> Eklemler Kırık kemik uçlarını tespitite kullanılan ince metal levhalar Kemik dolgu maddesi Kemikte oluşan şekil bozukluklarının tedavisinde Yapay tendon ve bağlar Diş implantları	Titanyum, Titanyum-Alüminyum-Vanadyum alaşımları Paslanmaz çelik, kobalt-krom alaşımları Poli (metil metakrilat) (PMMA) Hidroksiapatit Teşon, poli (etilen teraftalat) Titanyum, alümina, kalsiyum fosfat
<b>Kalp-damar Sistemi</b> Kan damarı protezleri Kalp kapakçıkları Kataterler	Poli (etilen teraftalat), teşon, poliüretan Paslanmaz çelik, karbon Silikon kauçuk, teşon, poliüretan
<b>Organlar</b> Yapay kalp	Poliüretan
<b>Duyu Organları</b> İç kulak kanalında Göz içi lensler Kontakt lensler Kornea bandajı	Platin elektrotlar PMMA, silikon kauçuk, hidrojeller Silikon-akrilat, hidrojeller Kolajen, hidrojeller

Günümüzde biyomalzeme bilimi Şekil 2.1 de görüldüğü gibi birçok alanlarla birlikte çalışan ve ilerleyen gelişime açık ve üzerinde birçok çalışmanın yapıldığı bir

teknolojik alandır. Binlerce yıllık geçmişi olan biyomalzemeler, gelişen teknolojiye bağlı olarak ciddi ilerlemeler göstermiştir. (Tüylek, 2017). Biyomalzemelerin gelişmesi ve insan vücudunda kullanılması ile beraber oluşabilecek pıhtılaşma, korozyon, kireçlenme, kan uyuşmazlığı ve intihaplanma gibi bazı sıkıntılar çıkmıştır.



Şekil 2. 1 Biyomalzeme biliminin diğer dallarla ilişkisi

Bilimsel çalışmalar ve araştırmalar açısından yeni bir alan sayılan biyomalzemeler aslında uygulama açısından insanlık tarihiyle yaşittir. Altının dişte 2000 yıl öncesinde kullanıldığının biliniyor olması bunun göstergesi sayılabilir. (Taşkın, 2004). Aynı şekilde bronz ve bakır kemik implantlarının kullanımı milattan önceye kadar gittiği araştırmalarda görülmüştür. (Özcan, 2010). Bilimsel alanda öneminin yeni keşfedilmiş oluşunun yanında yıllar önce kullanılan biyomalzemeler araştırmalarda görülmektedir (Demir, 2014). Vücut içi implantların kullanımı ise son zamanlarda artmıştır. 1938 de ilk metal protez vitalyum üretilmiş, fakat daha sonraları bu protez, ciddi anlamda korozyonuna uğramış ve tehlike oluşturmuştur (Taşkın, 2004). 1972’de alumina ve zirkonya biyolojik olumsuzluk yaratmaksızın kullanılmaya başlanmış ancak inert yapıdaki bu seramikler dokuya bağlanamadıklarından çok çabuk zayıflamışlardır. Aynı yıllarda geliştirilen biyoaktif seramikler (biyocam ve hidroksiapatit) ile bu bağlanamama problem çözüme ulaşmaya çalışılmıştır. (Özcan, 2010). 1950’lerde kan damarlarının değişimi, 1960’larda kalça protezleri, 1970’lerde ise sentetik ameliyat ipliği gibi birçok biyomalzeme kullanılmaya başlanmıştır. Son yıllarda birçok metal, seramik ve polimer vücudun değişik parçalarını onarımı ve yenilenmesi için kullanılmaktadır (Taşkın, 2004). RJ Hegyeli, CA Homsy ve arkadaşları tarafından 1970 yılında biyomalzemelerin, vücut içerisindeki davranışlarını açıklayan biyouyumluluk teriminden ilk kez bahsedilmişti (Güven, 2014).

Biyomalzemeler çok geniş bir uygulama alanına sahiptir. İmplantlar, vücut dışına yerleştirilen ama vücutla etkileşim halindeki cihazlarda ve çeşitli eczacılık ürünlerinde kullanılmaktadır. Günümüzde bir çok çeşit tıbbi cihaz, 2500 kadar farklı teşhis ürünü ve fazlasıyla değişik eczacılık ürünü, pazarını oluşturmaktadır. Ancak, pazarın büyüklüğüne rağmen biyomalzemelerin hala çözülememiş sorunları bulunmaktadır. Bu sorunların çözümü için doku mühendisliği gibi çalışma alanları

araştırmalarını sürdürmektedir. Özellikle nanoteknolojinin gelişimi ve fabrikasyon yöntemlerindeki ilerlemelerle mükemmel biyomalzemelerin geliştirilmesi çalışılmaktadır (Özcan, 2010).

Biyomalzemeler ortopedik uygulamalarda, yüz ve çene cerrahisinde, dental uygulamalar ve diş implantlarında, yapay kalp parçalarında, vücuda yerleştirilebilir cihazlarda kullanım alanları bulmaktadır. Günlük hayatta sıklıkla duyduğumuz diş implantları, diyaliz makineleri, yapay eklemeler, plastik cerrahi, kontakt lensler, yapay kalp, ameliyat iplikleri gibi sıklıkla karşılaşılan ve duyulan bir çok alanı vardır. Biyomateryaller, biyoteknoloji alanında da sıklıkla kullanılmata ve hasarlı dokunun değiştirilmesi, tedavi edilmesi, iyileşmenin desteklenmesi veya bir sorunun teşhis edilmesi gibi çeşitli amaçlara sahip uygulamaları da mevcuttur (Tüylek, 2017).

Polilaktasit (PLA), polimetilmetakrilat (PMMA), sellüloz türevleri, etilenvinilasetat- kopolimeri (EVAC) ve özellikle polipeptid gibi polimerlerin günümüzde sıklıkla yapıdaki ilaç etken maddelerinin salım sistemi olarak kullanıldıkları bilinmektedir. Polimerlerin Kıkırdak, kemik, periodontal doku, sinirlerin tamiri gibi doku yenilenmesi amacıyla çeşitli uygulama örnekleri vardır. Birçok doku tipinin temel madde ekstresi olan kollajen sıklıkla kullanılarak, dokuların yeniden yapılabileceği in vivo olarak gösterilmiştir. Ancak bu maddelerin mekanik kuvvetleri yetersiz olduğundan seri üretimleri zordur.

ABD’de şu andaki sağlık harcamaları yıllık 1 trilyon doları olan sağlık harcamalarının 40 milyar doları biyoamalzemeler almaktadır. Kabaca 11 milyon Amerikalı implant taşımakta, Dünyada 75 milyon insan kontakt lens takmaktadır. Ortopedide yılda 200,000’den fazla titanyum, paslanmaz elik, ya da polietilenden yapılmış kalça ve diz protezi kullanılmaktadır. Yılda 100,000 den fazla Yapay damarlar (Teflon, Dakron) ve yılda 80,000 den fazla kalp kapakçıkları (karbon, doğal kökenli) kullanımı biyomalzemelerin en sık kullanıldığı alanlar olarak düşünölmektedir. Bu oranlar sürekli güncellenmekte ve durmadan bekleyen listeleri kabarmaktadır. Günümüzde vücudunda ufakta olsa herkesin vücuduna bir şekilde biyomalzeme girmektedir. Diş dolguları, kalça protezleri ve lensler gibi birçok yaygın kullanım alanı olan biyomalzemelerin kullanım alanları Tablo2.2’de toplu şekilde gösterilmiştir.

Tablo 2. 2 Biyomalzemelerin uygulamalarına örnekler (Demir, 2014)

<b>Kardiyovasküler implantlar</b>	Kalp ve kalp kapakçıkları Vasküler greftler Kalp pilleri Stentler	Poliüretan, paslanmaz çelik Polietilen teraftalat, teflon
<b>Plastik ve rekonstrüktif implantlar</b>	Göğüs büyütme Çene implantları	
<b>Ortopedik protezler</b>	Diz ve kalça eklemleri Kırık tedavileri	Titanyum alaşımları
<b>Optik sistemler</b>	Kontakt lensler Göz içi lensler	Silikon akrilat, hidrojeller PMMA
<b>Diş implantları</b>		Titanyum, alümina, kalsiyum fosfat
<b>Sinirsel implantlar</b>	Hidrocefali şantlar Koklear implantlar	
<b>Vücut dışı</b>	Oksijeneratörler Diyalizatörler Plazmaferezler	PVC, PMMA
<b>Kataterler</b>		Silikon kauçuk, teflon, poliüretan
<b>Kontrollü ilaç salınımı için malzemeler</b>	Tablet ya da kapsüller için kaplama Mikrokapsüller Deri geçişli sistemler	
<b>Genel cerrahi</b>	Dikişler Zımbalar Yapıştırıcılar	Polipropilen PET
<b>Teşhis</b>	Endoskopi için fiber optikler	

### 2.1.2 Biyoyumluluk Terimi

Vücuttaki dokunun görevini yerine getirmek, ya da fonksiyonunu iyileştirmek amacıyla oluşturulan biyomedikal implantlar için malzemenin mekanik özellikleri, dizaynı ve biyoyumluluğu önemlidir. Biyoyumluluk, materyalinin olumsuz bir yanıt veya etki olmaksızın çevre dokular tarafından kabul edilebilir oluşudur. Bu nedenle

implant materyali; toksik ve karsinojenik olmamalı, vücutta yabancı maddeye karşı hiç reaksiyona sebep olmamalıdır (Bostancıoğlu, 2015). Son zamanlarda biyomalzeme-doku etkileşimleri üzerine önemli çalışmalar yapılmıştır. Vücudun doğal dokularının yeniden yapılanmasını sağlayacak ve vücut sıvıları ile uyumlu biyomalzemeler geliştirilmektedir (Güven, 2014).

Vücuda yerleştirilen implant malzemenin biyoyumluluğu, sağlayacak olan fiziksel, kimyasal ve mekanik özellikleri, onunla karşılaşacak hücrenin tepkisi açısından çok önemlidir (Bostancıoğlu, 2015). Biyoyumlu malzemeler, etrafındaki dokulara iltihaplanma, pıhtı oluşumu gibi olumsuz etki yapmayan malzemedir. Metalik biyomalzemeler pH değeri 1- 9 arasında değişen vücut akışkanları ile temas halindedir. Biyomalzemelerden; iyi mekanik özellikler, biyoyumluluk (vücut ile uyuşabilirlik), korozyona dayanım, üstün sürtünme ve aşınma dayanımı göstermesi arzu edilmektedir (Güven, 2014).

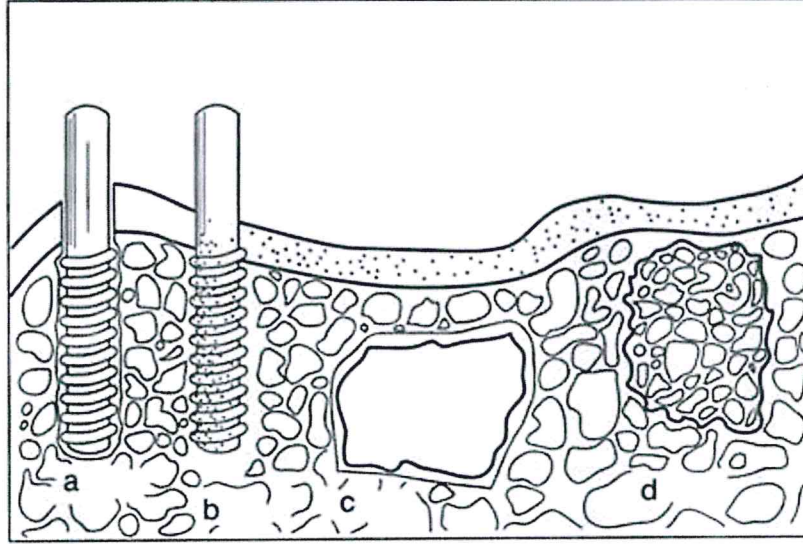
Uygulanacak alan için seçilen materyalin elastiklik modülü, sünekliliği, tokluk, sertlik mekanik özelliği kullanım amacına uygun olmalıdır. Düşük maliyetli ve şekillendirilebilmesi de beklenen özelliklerindedir. Uygun implant malzemesinin dayanıklılık, işlevsellik ve biyolojik yanıtı sağlaması gerekir. Dayanıklılık ve işlevsellik bulk özelliğine ilgilien, biyolojik yanıt yüzey kimyasına ve topografisine, pürüzsüzlüğüne ve yüzey enerjisine bağlıdır (Bostancıoğlu, 2015). Biyomalzemelerin alerjik reaksiyonlara neden olmamaları, zehirli ürünler salgılamamaları, kolay şekillendirilebilir olmaları ve sterilizasyon işlemlerinde özelliklerini bozmamaları da büyük önem arz etmektedir. Biyomalzemelerin, üstün mekanik özelliklere ve biyoyumluluğa sahip olmaları gerektiğinden, kullanım yerlerine göre uygun özellikleri taşınması açısından seçimleri büyük önem arz etmektedir (Güven, 2014).

İnsan vücudundaki çeşitli iyonlar, metalik malzemeler için koroziv bir ortamdır. İnsan vücudu protein içeren oksijenli tuzlu çözeltiler içerdiğinden, bu malzemelerden uzun süreli korozyon dayanımı göstermesi arzu edilir. Biyomalzemelerin, biyoyumluluk göstermeleri gerektiğinden, implantların ve protezlerin imalinde kullanılacak malzemeler bu bakımdan önem arz etmektedir. Uygun seçilmeyen bir metalik malzeme vücutta korozyon sonucu çözünmekte ve doku içerisine girerek zarar vermektedir (Güven, 2014).

Biyomalzemeler; Biyoinert, Biyoaktif, Biyobozunur olmak üzere dokularla etkileşime bağlı olarak Şekil2.2 de gösterildiği gibi 3'e ayrılır. Biyoinert; doku ile malzeme arasındaki bağ mekanik bağ şeklindedir. Mekanik bağ biyoinert malzemenin



dokuyu değiştirmeden doku ile bir arada bulunması anlamına gelmektedir. Biyoaktif; Malzemeler kemik ile ya da canlı organizanın yumuşak dokusu ile kimyasal bağ yaparak etkileşirler. Biyobozunur biyomalzemeler ise biyolojik olarak bozunarak zamanla doku ile yer değiştirir.



Şekil 2. 2 Biyoseramik malzemelerin vücut dokuları ile verdiği tepki tipleri

Bu malzemelerin kullanıldığı uygulamalardaki en önemli etken uygun malzeme seçimidir. Kullanılacak malzemenin vücut koşulları içinde korozyona dayanıklı, biyouyumlu olması, dokularda alerjik reaksiyon oluşturmaması, vücut ağırlığı göz önüne alındığında fiziksel olarak basma ve çekme dayanımlarının, vücut tarafından iletilen yükleri taşıyacak düzeyde olup tüm bu koşulları sağlamış olması gerekmektedir. Bu özellikleri sağlayan biyomalzemeler de; metalik biyomalzemeler, biyoseramikler, biyopolimerler ve biyokompozitlerdir (Özkan, 2016).

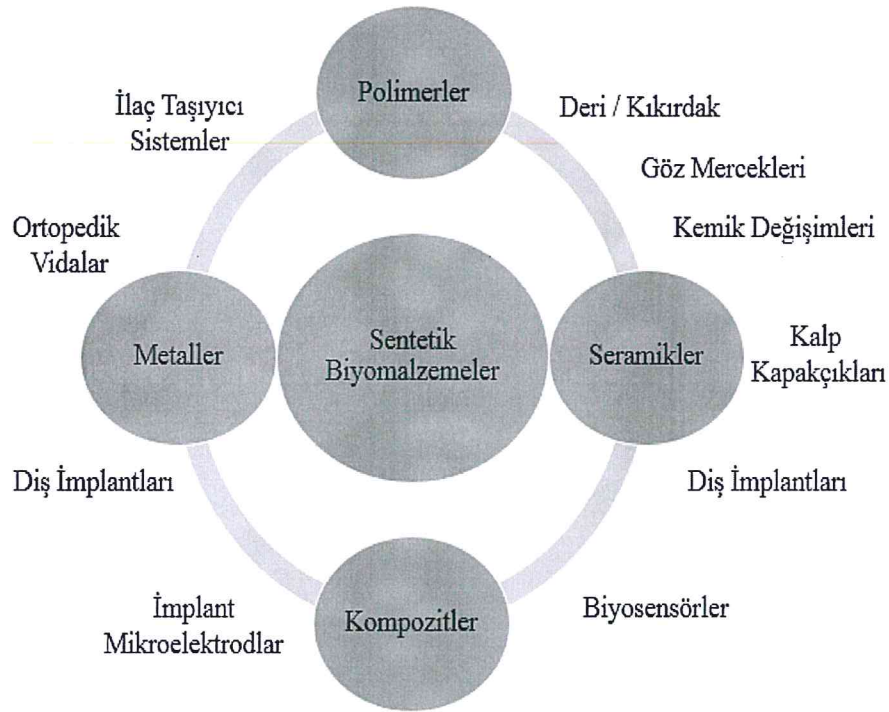
Seramikler, metaller, polimerler ve kompozit biyomalzemeler biyomalzeme olarak kullanılabilmekte ve insan sağlığına uyum sağlamaktadırlar. Biyomalzemelerin istenilen mekanik özelliklerinin yanı sıra, bu malzemelerin biyouyumluluğu vücut uzuvları ve organlarının tedavisinde ve değiştirilmesinde oldukça önemlidir. Yeni biyomalzemeler piyasaya çıkmadan önce, vücut içerisinde istenilmeyen bir etkiye neden olmamaları amacıyla detaylı biyolojik testlere tabi tutulmaktadır. İlk olarak vücut dışında daha sonra da vücut içerisindeki testler yapılmalı, bunu takiben klinik denemelerle malzemenin biyolojik güvenilirliği ve performansı tespit edilmelidir.

Biyomalzeme çevresinden alınan doku örneklerinin morfolojik incelemesi,

biyomalzemenin biyolojik uyumluluğu hakkında fikir verebilir. Ortopedi ve travmatolojide kullanılan biyomalzemeler bir çok testten geçtikten ve biyoyumluluğu onandıktan sonra kullanım alanına girmektedirler. Tüm bu testlere rağmen biyomalzemelerin allerjik, immün, nonimmün, mutajenik, kanserojenik ve inflamatuvar etkileri olabilir. Bu yüzden, kullanılacak biyomalzemenin test sonuçları çok önemlidir (Güven, 2014).

## 2.2 Biyomalzemelerin Gruplandırılması

Biyomalzemeler; Şekil 2.3'de örnekleriyle gösterildiği gibi her birinin kendine özgü uygulama alanları olan, metal, polimer, seramikler ve kompozit biyomalzemeler olarak 4 ana gruba ayrılırlar. Geçmişte biyomalzemeler metal ve polimer malzemelerin tıbbi uygulamalarda daha sık kullanılırken, gün geçtikçe seramiklerin geliştirilmesiyle kullanımı artmıştır.



Şekil 2. 3 Biyomalzemelere genel bakış (Yılmaz, 2016)

Biyomalzeme olarak seramiklere, biyoaktif camlar, alüminyum oksit esaslı seramikler ve hidroksiapatit (HA) camseramikler örnek olarak verilebilir (Kükürtçü, 2008). Seramiklerin biyoyumluluklarının iyi olması ve korozyona karşı dirençli oluşu biyomalzeme olarak kullanılmasının nedenlerindedir. Ancak bu avantajlı özelliklerinin yanında kırılabilirlikleri, zor işlenmesi, esnek olmayışı ve yüksek yoğunluğa sahip

olmaları bazı uygulamalar için seramiklerin kullanımını engellemektedir. Homojen özellik gösteren ve kullanım açısından dezavantajlara sahip olan tüm bu malzeme gruplarına alternatif olarak kompozit malzemeler geliştirilmiştir.

Biyomalzeme olarak kullanılan metaller ve alaşımlar ise, altın, tantal, paslanmaz çelik ve titanyum alaşımları örnek gösterilebilir. Metaller, sağlamlıkları, kolay şekillendirilebilirlikleri ve dirençli olmaları nedeniyle birçok alanda biyomalzeme olarak kullanılırlar. Ancak metallerin biyouyumluluklarının kötü olması, korozyona karşı dirençsiz oluşu, dokulara göre çok sert olmaları, yüksek yoğunlukları gibi özellikleri kullanımlarını kısıtlamaktadır.

Polietilen (PE), silikon kauçuk (SR), poliüretan (PU), poliasetat (PA), polimetilmetakrilat (PMMA), polietilenteraftalat (PET), polilaktik asit (PLA) gibi çok sayıda polimer, biyomalzeme olarak tıbbi uygulamalarda kullanılmaktadır. Polimerler, farklı bileşimlerde ve şekillerde hazırlanabilmeleri nedeniyle biyomalzeme olarak geniş bir kullanım alanına sahiptirler. Ancak polimer malzemelerin bazı kullanım alanları için mekanik özellikleri gibi zayıf yönleri vardır.

Uygulamalarda kullanılacak olan biyomalzemeler, sert doku yerine kullanılacak ve yumuşak doku yerine kullanılacak biyomalzemeler olmak üzere gruplandırılır. Ortopedik ve diş implantları, genelde sert doku yerine kullanılacak biyomalzeme grubunun kapsamına giren metal ve seramiklerden hazırlanırken, kalp-damar sistemi ve genel plastik cerrahi malzemeleri polimerlerden üretilmektedir. Ancak bir kalp kapakçığı polimer ve metalden hazırlanabilmektedir; bir kalça protezi de metal ve polimerlerin kompozitlerinden oluşabilmektedir. Bu sebeple bu gruplandırma her zaman geçerli olmayabilir (Kükürtçü, 2008).

### **2.2.1. Metaller ve Alaşımlar**

Metaller, sahip oldukları güçlü metalik bağlar, üstün mekanik özellikler nedeniyle biyomalzeme olarak kullanılmaktadır. Metal ve metal alaşımlarının biyomalzeme üretimi alanındaki payı oldukça büyüktür. Altın, platin, paslanmaz çelik, kobalt ve titanyum alaşımları biyomalzeme olarak kullanılan metallere örnek olarak söylenebilir.

Metaller ortopedik uygulamalarda eklem protezi ve kemik yenileme malzemesi olarak, yüz ve çene cerrahisinde, diş implantı, kalp-damar cerrahisinde yapay kalp parçalarında, kateter, vana, kalp kapakçığı olarak da biyomalzemelerde

kullanılmaktadır. Pazar içerisindeki en büyük paylardan biri teşhis ve tedavi amaçlı malzemelerin üretimi oluşturmaktadır (Kükürtçü, 2008).

Metalik biyomalzemeler, kas-iskelet sistemiminin mekanik koşullarına en iyi uyum gösteren malzemelerin başında gelirler. Metal ve alaşımlarından üretilen biyomalzemeler ağır, değişken, ani veya uzun süreli yüklemelere karşı özelliklerini kaybetmeden dayanabilir olması avantajıdır (Taşkın, 2004).

İnsan vücudu metal biyomalzemeler için çok korozif bir ortam oluşu, metal malzemelerin korozyona uğramalarına neden olabilmektedir. İnsan vücudu, su, çözülmüş oksijen, klorür ve hidrosit gibi çeşitli iyonlar içermesi nedeniyle korozyonu tetiklemektedir. Metallerin biyolojik ortama uygunluğu, vücut içerisinde korozyona uğramalarıyla ilgilidir. İnsan vücudunda kullanılan metal biyomalzeme, ortamın etkisiyle korozyon uğrar ve sonucunda zayıflar. Ayrıca korozyon ürünleri doku içerisine girerek hücrelere zarar verebilir (Kükürtçü, 2008).

Metalik biyomalzemeler saf metal veya içerdiği alaşım elemanlarına göre paslanmaz çelikler, Co/Cr alaşımları ve Ti alaşımları olarak sınıflandırılabilirler (Taşkın, 2004).

Biyomalzeme olarak, paslanmaz çelik kullanımı ilk 18/8 Cr/Ni paslanmaz çelik implantı olduğu bilinmektedir. Bu biyomalzemeler sağlamlık, yüksek korozyon direnci gibi avantajlarından dolayı Vanadyum çeliği kullanarak yapılırlar. Vanadyum çeliğinin implant olarak kullanımı, korozyon dayanımının yetersizliği nedeniyle kısıtlıdır. Paslanmaz çeliklerde korozyon dayanımını Cr etkiler ve korozyon dayanımı isteniyorsa Cr'un minimum %11 seviyesinde olması gerekmektedir.

Biyomalzeme olarak kullanılan, CoCrMo ve CoNiCrMo şeklinde alaşımlanmış iki tip kobalt-krom alaşımı vardır. CoCrMo alaşımları dişçilik ve yeni geliştirilen yapay hafif yük gerektiren eklemlerde kullanılırken, CoNiCrMo alaşımı ise daha ağır yükler taşıyan eklemlerde kullanılmaktadırlar.

1930'dan beri titanyum biyomalzeme olarak kullanılmaktadır. Titanyumun hafif olması, iyi mekanik ve kimyasal özellikleri nedeniyle biyomalzeme olarak kullanılır. Titanyumun, inert özellikte olması, rahatlıkla küçük boyutlu numunelerin üretilebilmesi, korozyona karşı dirençli olması, elastiklik modülünün kemiğinkine çok yakın olması gibi özellikleri, titanyumun ortopedik uygulamalarda biyomalzeme olarak kullanılmasını sağlamaktadır (Taşkın, 2004).

### 2.2.2. Polimerler

Polimer malzemeler tekrarlanabilir birimlerden oluşan uzun zincirli moleküller olarak tanımlanır. Polimerik malzemeler mekanik özelliklerine, kimyasal özelliklerine göre, işleme göre, kökenine göre ve biyolojik ortam içindeki davranışların göre gibi bir çok farklı kriterlere göre aşağıdaki sınıflandırılırlar. Polimerler, biyomalzeme olarak oldukça bir kullanım alanı vardır. En yaygın olanları, kalça protezlerinde kullanılan polimetilmetakrilat (PMMA) ve polietilen (PE) sayılabilir (Kükürtçü, 2008). Tablo 2.3'de uygulama alanlarına göre kullanılan polimerler, sahip oldukları özelliklerine göre verilmiştir.

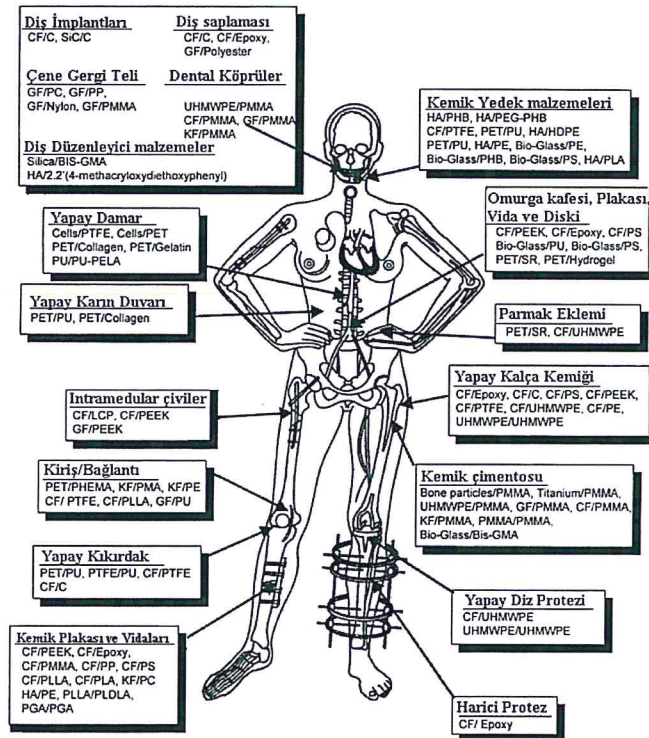
Tablo 2. 3 Biyouyumlu polimerik malzemeler

Uygulama	Özellikleri ve tasarım gerekleri	Kullanılan polimer
<b>Diş</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>•Stabilite ve korozyon direnci, plastisite</li><li>•Dayanıklı ve kaplanabilir</li><li>•Yüksek adezyon / doku uyumluluğu</li><li>• düşük alerjenite</li></ul>	Dolgular/ protezler için PMMA bazlı reçineler poliamidler poli (Zn akrilatlar)
<b>Göz</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>•Jel veya film oluşturma yeteneği, hidrofik klik</li><li>•Oksijen geçirgenliği</li></ul>	Poliakrilamid jelleri PHEMA ve kopolimerleri
<b>Ortopedi</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>•Mekanik kısıtlama ve deformasyona karşı mukavemet sağlayabilme özelliği</li><li>•kemikler ve kas ile iyi uyum</li></ul>	PE, PMMA PL, PG, PLG
<b>Kalp Damar</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>•Deformasyon dayanımı, kayganlık, sterilizasyon</li></ul>	Silicon, Teflon, poli(üretan), PEO
<b>İlaç salınımı</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>•Uygun ilaç salınma profili</li><li>•ilaç biyouyumluluğu, biyobozunurluk</li></ul>	PLG, EVA, Silicon, HEMA, PCPP-SA
<b>Dikişler</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>•İyi gerilme mukavemeti, tutma gücü</li><li>•Esneklik, düğüm tutma, düşük doku sürüklenme</li></ul>	PLG, PTMC-G PP, Nylon, PB-TE

### 2.2.3. Kompozitler

Kompozit, farklı kimyasal yapıdaki iki veya daha fazla sayıda malzemenin, sınırlarını ve özelliklerini koruyarak oluşturduğu çok fazlı malzeme olarak tanımlanabilir. Kompozit malzemeler, homojen malzemelere göre yapısal uyumluluk bakımından daha avantajlıdır. Kompozit malzeme, kendisini oluşturan bileşenlerden her birinin tek başına sahip olamadığı özelliklere sahip olur. Kompozit malzeme, “matris” olarak adlandırılan bir malzeme içerisine çeşitli güçlendirici malzemelerin katılmasıyla hazırlanmaktadır. Güçlendirici olarak cam, karbon veya polimer gibi lifler, mika ve çeşitli toz seramikler kullanılmaktadır. Güçlendiriciler kullanılarak oluşturulan kompozitler genel olarak korozyona direnç, metal yorgunluğunun olmaması, metal iyonlarının salınmaması ve kırılma dayanımının az olması gibi avantajlara sahip olurlar. Tıp alanında güçlendirici olarak çeşitli toz seramik malzemelerin tercih edilir. Çünkü seramik malzeme, canlı sistemlerle oldukça uyumludur (Kükürtçü, 2008).

Dokular sert ve yumuşak olarak ayrılır. Kemik ve dış dokuları sert dokulara, kan damarları, deri ve bağlarda yumuşak dokulara örnek olarak verilebilir. Yapısal uyumluluklarına bakıldığında metal ve seramikler sert doku uygulamaları için, polimerler ise yumuşak doku uygulamaları için daha uygun olduğu düşünülmektedir. Metaller ve seramiklerin elastik modülü, sert dokulara oranla daha fazladır. Ortopedik cerrahide kemikle, metal veya seramik biyomalzemelerin sertlik derecesinin birbirini tutmama karşılaşılan sorunlardan birisidir. Bu gibi olumsuzlukların çözümü olarak liflerle güçlendirilmiş polimerik malzemeler, yani polimer kompozit malzemeler alternatif olarak düşünülmüştür ve Şekil 2.4 de insan vücudunda kullanılan kompozit malzeme örnekleri gösterilmiştir (Sarsılmaz, 2003).



Şekil 2. 4 Ortopedide kullanılan Çeşitli Kompozitlerin ve Kullanım Yerleri (Sarsılmaz, 2003)

Yüksek dayanıma ve düşük elastisite modülüne sahip kompozitler biyomalzemelerde özellikle ortopedik uygulamalar için oldukça kullanılmaktadır. Ayrıca, malzemelerin bileşimi değiştirilebilir oluşu, malzemelerin kullanım alanlarına göre veya mekanik, fizyolojik şartlara uyum sağlamaları kolaylaştırılabilir (Güven, 2014). Kompozit biyomalzemeler ortopedi ve dental uygulamaların dışında yumuşak doku implantı olarak da kullanılmaktadır (Kükürtçü, 2008).

#### 2.2.4. Seramikler

Seramik, yüksek ısıda kaya parçalarının kaolen ile pişirilmesi ile elde edilen metal olmayan ürün anlamını taşır. Feldspar, kuartz ve kaolin birleşimiyle oluşan, yüksek sıcaklıkta pişirilen seramik maddeye de porselen denir (Tekin, 2017).

Vücudun zarar gören veya işlevini yitiren parçalarının tamiri, yeniden yapılandırılması ya da yerini alması için kullanılan özel tasarımı camlar, seramikler ve cam-seramikler biyoseramik olarak adlandırılmaktadır. Biyoseramiklerin implant olarak kullanılabilmesinin sebebi, fizyolojik çevreye olan uyumluluklarıdır. Bu uyumluluk biyoseramiklerin içerdiği  $Na^+$ ,  $K^+$ ,  $Ca^{2+}$  ve  $Mg^{2+}$  gibi iyonlar ve/veya fizyolojik çevrede sıkça bulunan Al, Zr, Ti gibi iyonlara bağlıdır (Kükürtçü, 2008).

Dental uygulamada kullanılan ilk diş patenti 200 yılı aşkın bir süre önce alınmıştır. Yine yıllar önce porselen diş icat edilmiş ve diş platin çerçeveye düzenlenmiştir. Kimyasal bağlantılı olan feldspatik porselenler 1960'lardan bu yana; metal-seramik protezlerde kullanılmaktadır. 1965 yılında, tam seramiklerin kırılma dayanımlarının zayıf olmasından dolayı seramiklerin yapısına %40-50 oranında  $Al_2O_3$  ilave edilerek geliştirilmeye çalışılmıştır. 1900'lü yıllarda 130 MPa kırılma dayanımı olan, ısı ve basınç altında hazırlanan, preslenebilir cam seramikler tanıtılmıştır. Yıllar geçtikten sonra ise 350-450 MPa kırılma dayanımına sahip, preslenebilir cam seramik sistemleri geliştirilmiştir. Zirkonya ise ilk olarak diş hekimliğinde 2004 yılında kron ve köprü yapımında kullanılmaya başlanmıştır (Tekin, 2017).

Biyoseramikler özelliklerine ve bileşimlerine bağlı olarak çok farklı uygulamalarda kullanılmaktadır. Biyoaktif camlar çok dayanıklı olmadıkları için, daha çok dayanıklılık gerektirmeyen dental uygulamalarda diş tedavisi amacıyla veya orta kulak kemiklerinin tedavisinde kullanılırlar (Kükürtçü, 2008). Hulbert ve arkadaşları, seramiklerin biyobozunmasıyla ilgili olarak bağıl inertliklerinin öneminden bahsetmiş ve kemiğe implante edilen seramik malzemelerin "kemikotaktik" (hücrelerin, mikroorganizmaların veya virüslerin kimyasal bir bileşiğe doğru veya o bileşikten uzaklaşıcı yönde hareketleri) özelliği sayesinde tutunmanın gerçekleştiğini belirtmişlerdir (Özkan, 2016).

Biyoseramik malzemeler, vücut dokularının malzemeye verdikleri tepkiye göre biyo inert, biyoaktif ve biyoemilebilir olarak 3 tipte bulunurlar.

Biyoinert seramik malzemeler, çevresindeki vücut dokuları ile temasa geçtikleri anda malzemeyi sarmak üzere kapsül oluşmaya başlar. Bu malzemelere örnek olarak alümina ( $Al_2O_3$ ), zirkonya ( $ZrO_2$ ) seramikleri verilebilir.

Alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) yani bilinen adı ile 'alümina', biyoinert seramik malzemelerin en önemli temsilcisidir. Alüminanın tek kararlı fazı olan korundum biyomalzeme olarak yoğun şekilde kullanılmaktadır. Korundum doğal kristal yapısı içerisinde krom (Cr) iyonu içerirse 'yakut', titanyum (Ti) iyonu emprüteleri içerirse 'safir' ve klor (Cl) iyonu emprüteleri içerirse 'zümrüt' ismini almaktadır. Bu emprüte çeşidine göre malzemenin rengi de farklılaşmaktadır. Yakut kırmızı, safir mavi ve zümrüt yeşil renktedir. Alümina hakkında sürdürülen araştırmalar; safiyeti arttırma, teorik yoğunluğa yaklaşma, daha ince taneli üretme ve daha iyi mekanik özelliklere ulaşma unsurları doğrultusunda devam etmektedir (Yelten, 2010).

Biyoaktif seramik malzemeler ise çevresini saran vücut dokular ile sıkı gib biyokimyasal bağ kurar. Biyoaktif seramik malzemelerin biyolojik aktiviteleri yüksek olduğu için doku hücreleri içerisine doğru büyüme eğilim gösterirler. Biyoaktif seramikler leğen kemiği, bel kemiği gibi daha fazla yük binen bölgelerde kullanılırlar. Bunların dışında biyoaktif cam-seramikler kulak (çekiç-örs-üzengi) kemiklerinin tedavisinde ve kemik dolgu malzemesi olarak fazla yük binmeyen bölgelerde toz halinde kullanılabilirler (Kükürtçü, 2008)

Biyoemilebilir seramik malzemeler, doku ile yer değiştirebilen malzemeler olarak bilinirler. Bu malzemeler, vücut içinde kendi kendisine çözünerek kendisini çevreleyen dokunun yerini alır. Ancak bu çözünme sonrasında herhangi bir toksit kalıntı olmaması gerekmektedir. Biyoemilebilir bir malzeme ile doku arasındaki etkileşimden dolayı vücuda yerleştirilen malzemeler zaman ilerledikçe dokudan ayırt edilemez hale gelmektedir.

#### **2.2.4.1. Seramiklerin Sınıflandırılması**

Seramiklerin endikasyonlarına göre (Anterior ve posterior kron, veneer, post-kor, sabit protezler), bileşimlerine göre, temel kristal faz ve/veya matriks faz oluşlarına göre, üretim metotlarına göre, (Döküm, sıcak izostatik presleme gibi), pişirilme sıcaklıklarına göre, mikroyapısına göre (Amorf cam, kristalin), geçirgenliğine göre (opak,transparan) kırılma dayanımına göre ve aşınma durumuna göre çok farklı şekillerde sınıflandırılabilirler. Seramiklerin birçok sınıflandırılmaları olmasına karşın



en çok kullanılan işleme sınıfına sınıflandırmaları ve sinterleme sıcaklığına göre sınıflandırmaları Tablo 2.4 ve Tablo 2.5 de verilmiştir (Tekin, 2017).

**Tablo 2. 4** Dental seramiklerin sinterleme sıcaklıklarına göre sınıflandırılması (Tekin, 2017).

Sınıf	Uygulamaları	Sinterleme Sıcaklık Aralığı
<b>Yüksek Isı</b>	Takma protez dişleri, tam sinterlenmiş alümina ve zirkonya kor seramikleri	>1300 °C (>2372 °F)
<b>Orta Isı</b>	Takma protez dişleri, önceden sinterlenmiş zirkonya	1101 °C-1300 °C (2013 °F-2372 °F)
<b>Düşük Isı</b>	Kron ve köprü veneer seramikleri	850 °C-1100 °C (1562 °F-2012 °F)
<b>UltraDüşük Isı</b>	Kron ve köprü veneer seramikleri	<850 °C (<1562 °F)

**Tablo 2. 5** Seramiklerin işleme metoduna göre sınıflandırılması (Tekin, 2017).

Başlangıç biçimlendirme yöntemi	Örnekler	Başlangıç materyal formu	İkinci işleme adımı	Sonraki formu	Son adım
Kondensasyon	Ceramo VITA VMK, Duceram LFC, IPS d.Sing	Toz ve sıvı karışımı	Kor seramiğin sinterlenmesi	Hacimce %5'ten az poröziteli yoğun kor seramik	Veneer, glaze
Sıcak presleme	IPS Empress 2, OPC 3G, Finese pressable	Yüksek kaliteli seramik külçesi	Sadece renklendirmek veya renklendirme ve glazeleme veya seramiği veneerleme	Renklenmiş/glazelenmiş inley veya veneer kor	Sabit protez ve kronlar için renklendirme ve/veya glazeleme
Döküm	Dicor	Cam kor	Isıl kristalizasyon	Cam faz ve tetrasiklik floranica kristallerini içeren cam-seramik kor	Porselenin gölgelendirilmesi
Slip Casting	In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinelli, In-Ceram Zirconia	Toz ve sıvı karışımı	Kısmen sinterleme	Kısmen sinterize kor	Fazla cam, veneer, glazenin alınması, cam infiltrasyonu
CAM ile tam sinterize form	Cerec VITABLOCS In-Denzir, BruxZir	Yüksek kaliteli seramik külçesi	Eğer gerekiyorsa marjin tamiri	Mümkün olduğunca marjini düzeltilmiş yüksek kaliteli kor	Veneer, glaze (BruxZir dışında)
CAM ile kısmen sinterize form	Cercon, Lava, e.max ZirCAD	Kısmen sinterize seramik blok	Final sinterlenmesi, eğer gerekiyorsa marjin tamiri	Mümkün olduğunca marjini düzeltilmiş tam sinterize kor	Veneer, glaze
Copy milling	Çeşitli seramik ürünleri	Yüksek kalitede seramik blok	Eğer gerekiyorsa marjin tamiri	Mümkün olduğunca marjini düzeltilmiş yüksek kaliteli kor	Veneer, glaze
Makine ile işleme, genişlemiş die üzerinde kuru preslenmiş tozun öğütülmesi	Procera AllCeram	Kuru preslenen ve makinede işlenen alümina blok	Sinterleme	%99.9 oranında alümina içeren yüksek kaliteli kor	Veneer, glaze

#### 2.2.4.2. Seramik Restorasyonların Uygulama Alanları

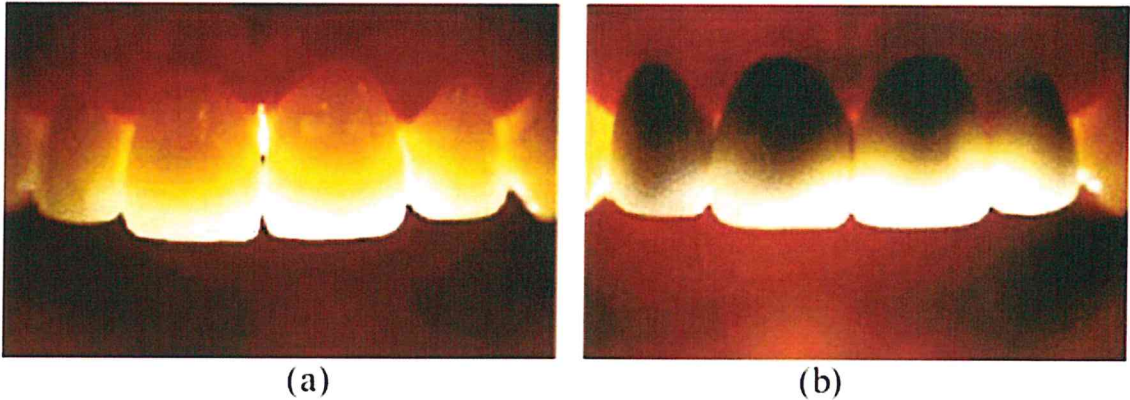
Günümüzde seramik biyomalzemeler, metal seramik restorasyonlar, tam seramik restorasyonlar, seramik protez dişleri olmak üzere 3 ana uygulama alanı vardır (Tekin, 2017).

##### 2.2.4.2.1. Metal Seramik Restorasyonlar

Diş hekimliğinde metaller genellikle alaşım şeklinde kullanılır. Saf metaller yerine alaşımların kullanımıyla gerekli fiziksel özellikler elde edilir. Aynı zamanda restorasyonlarda uzun süreli başarı sağlayabilecek fiziksel ve biyolojik özellikler kazandırılır. En basit haliyle metal-seramik kron ya da köprü protezinin metal alt yapı ve seramik üst yapı (opak seramiği, dentin ve mine seramiği ve glazür) olacak şekilde iki bileşeni vardır (Tekin, 2017).

##### 2.2.4.2.2. Tam Seramik Restorasyonlar

İlk zamanlarda tam seramik materyaller, metal destekli seramiklere göre daha estetik duruyorlardı. Ancak buna rağmen kırılma dayanımlarının yetersiz olmasından dolayı tercih edilmemekte ve metal seramik kron ve köprüler kullanılmaktaydı.



Şekil 2. 5 Zirkonya ( $ZrO_2$ ) destek kullanılarak yapılan (a) metal desteksiz (tam seramik) ve (b) metal destekli köprü uygulamasının ışık altındaki görüntüleri (Yazıcı, 2013)

Ancak tam seramiklerin kırılma dayanımlarının artırılması, seramik üretimindeki son gelişmeler nedeniyle tam seramik ürünlerin kullanımını oldukça arttırmıştır ve 20. yüzyılın başından itibaren seramik kron ve köprüler yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır. Tam seramikler içeriklerine göre silikat seramikler ve oksit seramikler olarak ikiye ayrılmaktadır:

## 1-Silikat seramikler

### a. Feldspar

- Geleneksel feldspar
- Yüksek dirençli feldspar

### b. Alümina

## 2-Oksit seramik sistemler

- ### a. Alüminyum oksit seramikler
- ### b. Zirkonyum oksit seramikler

Polikristalin seramikler, içeriğinde cam bulunmayan sadece kristal faza sahip seramiklerdir. İçeriklerindeki kristallerin düzenli yapısı sayesinde kırılmalara karşı daha dayanıklıdırlar. Alüminyum oksit seramikler; ön ve arka diş kron restorasyonlarında ve ön dişlerde köprü yapımında kullanılabilirler. Zirkonyum oksit seramik sistemlerinde, genellikle saf zirkonyanın stabilize olması için % 3'lük itriyum oksit ilavesiyle elde edilen zirkonyumun oda sıcaklığında tetragonal fazda kalması ve hacim genişmesinin kontrolü sağlanır. Alüminyum oksit seramiklere göre, dayanıklılıkları (750-1000 MPa) daha yüksektir.

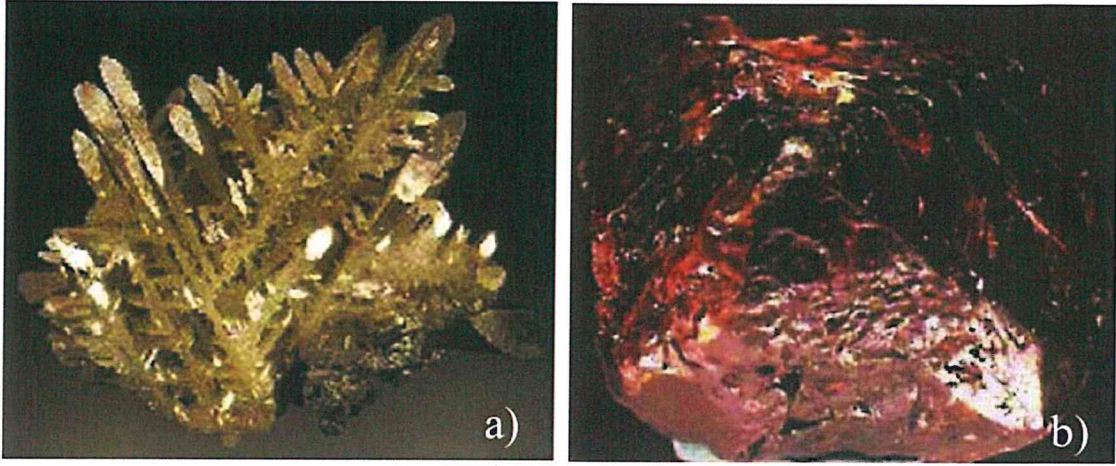
### 2.2.4.2.3 Zirkonya Tam Seramik Restorasyonlar

Zirkonyanın tüm kristal düzenli diziler halinde yoğun bir şekilde paketlenmiş ve daha sonra sinterlenmiş halde bulunmaktadır. Yoğun yapıdaki kristal kafes, kırık ilerlemesini azaltmaktadır. Zirkonya 1970'lerden beri geniş bir kullanım alanına sahip olmuştur. Diş hekimliğinde ise zirkonyanın kron ve köprü yapımında kullanımı 2004 yıllarında başlamıştır. Zirkonyanın mekanik ve elektriksel özellikleri oldukça iyidir. Zirkonyanın tetragonal fazdan monoklinik faza geçişte hacminde %3-5 oranında artış görülür. Bu şekilde zirkonyanın sertliği ve dayanıklılığı azalmaktadır. Bu koşullar altında saf zirkonyanın dental restorasyonlarda kullanımı imkansızdır. Bu nedenle zirkonya oksitler kullanılarak mikro çatlaklar önlenir ve tetragonal fazın olumlu özellikleri korunmuş olur (Tekin, 2017).

## 2.3 Zirkonya

Zirkonyum, şist, gnays, siyenit, granit gibi kayaçların içerisinde bulunan, Zr sembolü ile gösterilen, grimsi bir renge sahip bir elementtir. 1855°C ergime sıcaklığı,

4409°C kaynama derecesi olan zirkonyumun yoğunluğu 6,49 g/cm<sup>3</sup>'tür. Zirkonyum Şekil 2.6'da görüldüğü gibi zirkon ve baddeleyit olarak iki farklı mineral formunda bulunan zirkonyum yer kabuğunun %0.028'ini teşkil eder. Bu formlardan en yaygın bulunanı olan zirkon, Avustralya, Amerika ve Hindistan'da bulunur. Baddeleyit, zirkon kadar yaygın olmamakla beraber safsızlıklar içerir. İçerdikleri safsızlıklar nedeniyle ancak safsızlıklar uzaklaştırıldığı takdirde seramik üretiminde kullanabilirler (Günhan, 2014).



Şekil 2. 6 Zirkonyum mineralleri: a) Baddeleyit (ZrO<sub>2</sub>), b) Zirkon (ZrSiO<sub>4</sub>) (Günhan, 2014).

Zirkonya'nın bilim ve teknolojiye girmesi, malzeme biliminde bir devrim olarak kabul edilmektedir. Bunun nedenleri şöyle sayılabilir.

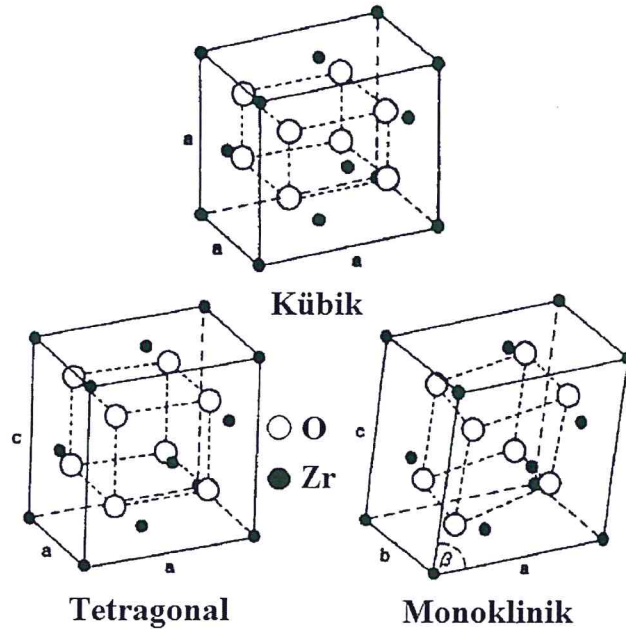
1. Yüksek Ergime sıcaklığı
2. Asidik kimyasal maddeler karşı gösterdiği direnç
3. Korozyon, erozyon ve aşınmaya karşı dayanıklılığı
4. Isıl şoka dayanıklı oluşu
5. Yüksek kırılma tokluğu (Sünbül, 2007)

Zirkonyanın günümüzde birçok ticari olarak kullanım alanı aşağıda verilmiştir.

- Refrakter malzeme
- Isıtıcı eleman
- İzolasyon malzemesi
- Abrasiv kesici aletlerin üretiminde
- Ekstrüzyon kalıplarında ve aşınmaya dayanıklı makine parçalarında

- Oksitlenmeye karşı ve termal bariyer amaçlı yapılan seramik kaplamalarda
- Seramik filtre üretiminde
- Yakıt hücrelerinde
- Piezoelektrik, elektrooptik devrelerde ve kapasitörlerde
- Katı elektrolit ve oksijen sensör imalinde
- Dizel ve ısı motorları
- Dental uygulamalar (Yazıcı, 2013).

Zirkonyum oksit yani zirkonya biyoinert seramik bir malzemedir. 1980 li yılların sonunda adından sıkça bahsettiren zirkonya, alüminaya alternatif olarak gösterilmiştir. Zirkonyanın alüminanın zayıf kırılma tokluğu yüzünden gelişmesi önemli görülmüştür. Zirkonya alüminayla benzer alanlarla kullanılmaktadır. Zirkonyanın alüminaya göre daha düşük elastik modülüne, basma dayanımına ve daha yüksek çekme dayanımı ile kırılma tokluğuna sahip olduğu bilinmektedir (Yelten, 2010).



Şekil 2. 7 Zirkonya polimorflarının kristal yapıları (Günhan, 2014)

Zirkonya, zirkonyumun oksit formudur ve Şekil 2.7'de görüldüğü gibi monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere üç adet polimorfu vardır. 1170°C kübik formda bulunan zirkonya, 1170-2370°C arasında tetragonal, 2370-2680°C arasında kübik formda olduğu bilinmektedir (Günhan, 2014).

Zirkonyayı ısıtma ve soğutma esnasında meydana gelen faz dönüşümü sırasında hacminde oluşan artık veya tersi durumda azalış, yapıda çatlak oluşumuna sebep olmaktadır. Kristal yapıda meydana gelen bu değişimleri önüne geçmek için zirkonyanın stabilize edilmesi gereklidir. Bu sorun saf zirkonya içerisine CaO, MgO, CeO<sub>2</sub> ve Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> gibi oksitler eklenerek çözülmüştür. Tablo 2.6'da bazı katkılı zirkonyaların mekanik özellikleri verilmiştir.

Tablo 2.6 Zirkonyanın mekanik özellikleri (Sünbül, 2007)

Özellikler	m-ZrO <sub>2</sub>	TZP	Mg-PSZ
Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> %		%3 mol	
MgO %			%3,4 mol
Yoğunluk g/cm <sup>3</sup>	5,83	6,05	5,72
Sertlik GPa		12,6	11,8
Ortalama tane boyu	0,15	0,2-0,4	0,42
Elastik modülü- GPa	195	150	208
Kırılma tokluğu- (MPa m <sup>1/2</sup> )	2	7-8	8

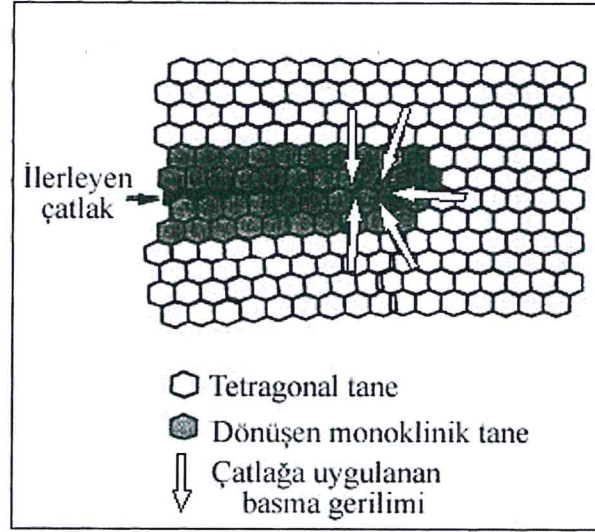
Mg-PSZ, Y-PSZ ve Y-TZP'nin fiziksel özellikleri tablo 2.7'deki gibidir.

Tablo 2. 7 Mg-PSZ, Y-PSZ ve Y-TZP'nin fiziksel özellikleri (Yazıcı, 2013)

Özellikler	Mg-PSZ	Y-PSZ	Y-TZP
Kütle Yoğunluğu (g / cm <sup>3</sup> )	5,9	6,05	6,1
Termal Genleşme Katsayısı (x 10 <sup>-6</sup> )	6,8	10,23	10,6
Termal İletkenlik (W.m <sup>-1</sup> .K <sup>-1</sup> )	1-2	1-2	1-2

### 2.3.1 Dönüşüm Toklaşması

Zirkonyanın bir önceki bölümde belirtilen özelliklerinin temelinde dönüşüm toklaşması yer almaktadır. Sinterleme işlemi tamamlanıp, soğuma aşmasına geçildiğinde sıcaklık düşüşiyle zirkonya, tetragonal kristal yapısından monoklinik kristal yapısına dönüşür. Bu dönüşümle hacimsel artış gözlenir. Bu hacim artışı, malzeme yapısında bulunan çatlakları absorbayarak çatlağın ilerlemesine engel olmaktadır (Sünbül, 2007).



Şekil 2. 8 Zirkonya biyoinert seramik malzemesinde karşılaşılan dönüşüm toklaştırması (Sünbül, 2007)

Tokluk, çatlak ilerlerken absorbe edilen enerjinin bir ölçüsüdür. Dönüşüm tokluğu ise bir malzemede var olan çatlakları ilerleten gücü azaltan ve gerilmeye neden olan faz dönüşümü esasına dayanan süreç olarak tanımlanır. Zirkonyaya (t→m) dönüşümü sonucu materyal içerisinde oluşan %3–5 oranındaki hacim artışı çatlak uçlarında lokalize baskı gerilimlerini meydana getirir. Dönüşüm tokluğu mekanizması tetragonal-monoklinik faz dönüşümüne bağlı olarak zirkonya esaslı seramiklerde gözlenir. Zirkonyadaki bu “çatlak durdurucu” mekanizma başka hiçbir diş hekimliği seramiğinde gözlenmez. Bundan dolayı zirkonya esaslı seramiklerin kırılma dayanımı diğer seramiklerden oldukça yüksektir. (Tekin, 2017)

### 2.3.2 Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonya İçerikli Seramikler

Diş hekimliğinde en sık kullanılan dört tip zirkonya içerikli seramik vardır.

1. Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina seramik (ZTA)
2. Magnezyum katyon katkılı kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ)
3. İtiryum katyon katkılı tetragonal zirkonya polikristaller (Y-TZP)
4. Seryum ile Stabilize Zirkonya/Alümina Nanokompozit (Ce-TZP/A)

#### 2.3.2.1 İtiryum ile Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristalleri ( Y-TZP)

Tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP), biyomalzeme olarak üstün özelliklerinden dolayı başta diş hekimliği olmak üzere birçok alanda kullanılan seramik bir malzemedir. Günümüzde Tetragonal Zirkonya Polikristallerinin (TZP) malzemelerin üretiminde dengeleyici olarak genellikle itiryum  $Y_2O_3$  kullanılmaktadır (Boyacıoğlu, 2007).

**Tablo 2. 8** TZP genel özellikleri (Boyacıoğlu, 2007)

TZP Genel Özellikleri	
Renk	Beyaz
Ergime noktası	2720 °C
Kütle yoğunluğu	6,05 g/cm <sup>3</sup>
Termal iletkenlik	0,007 cal/cm.s.°C
Termal şok direnci ( $\Delta T^{\circ}C$ )	360

Bazı özellikleri Tablo 2.7'de verilen 3Y-TZP'nin mekanik özellikleri tane boyutuna bağlıdır. Tane boyutunun 1 $\mu$ m'den küçük olması durumunda malzeme, düşük dönüşüm hızına bağlı olarak faz dönüşümüne duyarlı hale gelecektir. Yaklaşık 0.2  $\mu$ m den düşük tane boyutunda düşük kırılma tokluğuna neden olan dönüşüm gerçekleşmez. Aynı zamanda sinterleme koşullarında mekanik özellikleri etkilemektedir. Sinterleme süresinin artması veya sıcaklığın artması büyük tane boyutu eldesine neden olur. Mekanik özellikleri, diğer dental malzemelerden gelişmiş olan 3Y-TZP'nin eğme mukavemeti 800-1000 MPa, kırılma tokluğu ise 6-8 MPa m<sup>1/2</sup> arasında olduğu bilinmektedir (Günhan, 2014).

**Tablo 2. 9** İtiryum ile stabilize edilmiş bir zirkonyanın kimyasal bileşimi (Yazıcı, 2013)

Kimyasal Bileşim	
A.Z. (wt %)	0,61
Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (wt %)	5,56
Na <sub>2</sub> O (ppm)	<10
Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (ppm)	10
SiO <sub>2</sub> (ppm)	135
TiO <sub>2</sub> (ppm)	<10
CaO(ppm)	<15
MgO(ppm)	25
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (ppm)	<20
SiO <sub>4</sub> -2 (ppm)	<100
Cl- (ppm)	<50

%3 mol itiryum içeren zirkonya (3Y-TZP) sabit protez ve implantlarda sıklıkla kullanılmaktadır. Ayrıca 3Y-TZP 20 yıldan fazla süredir ortopedik aygıtların üretiminde kullanılmaktadır (Yazıcı, 2013). Dişçilikte tercih edilen 3Y-TZP, ön sinterlenmiş



blokların diş formunda işlenerek yüksek sıcaklıklarda sinterlenmesi ya da tamamen sinterlenmiş blokların sert işlenmesi ile üretilmektedir.

### **2.3.2.2 Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina seramik (ZTA)**

Zirkonya toklaştırılmış alümina, zirkonya taneleri ve alümina matristen oluşan bir seramik kompozit malzemedir. Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina seramiklerin diğer zirkonyalardan farkı; stabilizasyon amacıyla ilave iyonların kullanımı yerine stabilizasyonun; partikül boyutları, partikül morfolojisi ve lokasyonu ile sağlanmasıdır. Kısmen stabilize edilmiş zirkonyum ilavesi, materyalin bükülme, kırılma ve yorgunluk direncini arttırarak arka bölgede kullanımına olanak vermiştir. Bununla birlikte bu materyal opak yapısı nedeniyle estetik olarak aynı başarıyı gösterememektedir (Yazıcı, 2013).

ZTA seramiklerin en dayanıklısı In-Ceram Zirkonyadır. In-Ceram Zirkonya, hacimce %33 ve %12 mol seryum ile stabilize edilmiş zirkonyanın (12Ce-TZP) In-Ceram Alümina'ya ilavesi ile elde edilir. Oluşan kompozit Y-TZP'ye göre daha kötü mekanik özelliklere sahiptir ancak düşük sıcaklık bozulmasına karşı daha büyük direnç göstermektedir (Tekin, 2017).

Slip döküm yöntemiyle üretilen In-Ceram Zirkonya, sınırlı bir pişme küçülmesi göstermesine karşın sinterlenmiş 3Y-TZP'ye kıyasla daha yüksek oranda porozite içermektedir. Bu durum 3Y-TZP'ye göre daha düşük mekanik özellikler göstermesinin nedenidir (Günhan, 2014).

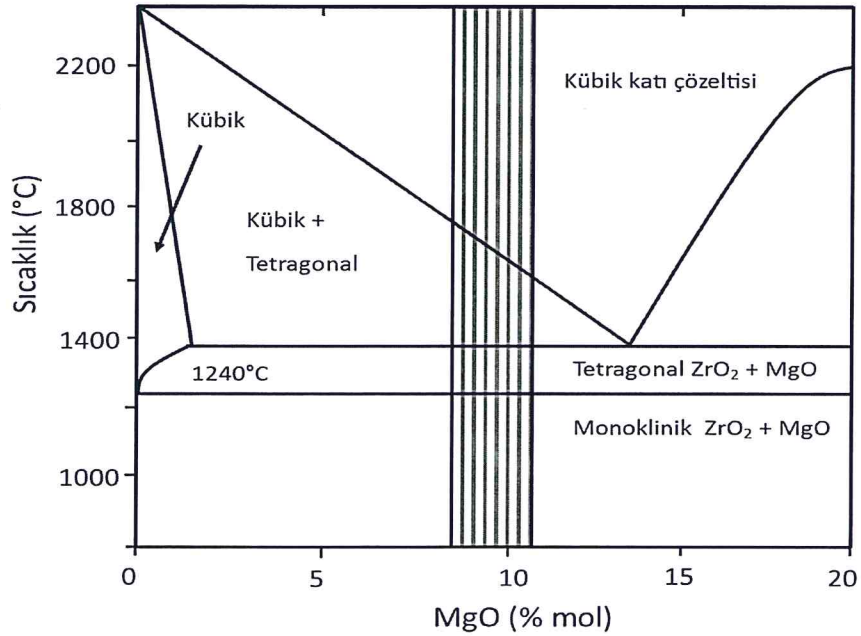
### **2.3.2.3 Magnezyum katyon katkılı kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ)**

Zirkonyayı stabilize etmek amacıyla kullanılan oksitler, saf zirkonyanın ısıl işlem davranışını değiştirir. Tamamen stabilizasyon için gerekli olan miktardan daha düşük oranlarda kullanılan oksit ilaveleri 1000°C ve üzerinde tetragonal faza geçiş sağlar. Oda sıcaklığına yeniden düşüldüğünde ise yapıda kübik ve tetragonal fazların karışımı görülür. Sonuç olarak, yarı stabilize olarak adlandırılan yapı oda sıcaklığında kübik, tetragonal ve düşük oranlarda monoklinik fazlardan oluşmaktadır. Bu yapı "Kısmi Stabilize Zirkonya (KSZ)" veya "Partially Stabilized Zirconia (PSZ)" olarak ifade edilir.

Tablo 2. 10 MgO KSZ, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> KSZ ve CaO KSZ seramiklerinin mekanik özellikleri (Boyacıoğlu, 2007)

Özellikler	Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> KSZ ZrO <sub>2</sub>	CaO KSZ ZrO <sub>2</sub>	MgO KSZ ZrO <sub>2</sub>
Katkı Miktarı (% Ağ.)	5-10	3-4,5	8-10
Young Modülü (GPa)	180-220	200-220	170-210
Eğilme Mukavemeti (MPa)	650-1000	400-650	440-720
Kırılma Tokluğu KIC (MPa.m <sup>1/2</sup> )	6-8	6-12	6-20
Sertlik (GPa)	8-12	14-17	10-14

Mg-PSZ olarak isimlendirilen Mg ile yarı kararlı hale getirilmiş zirkonya, kübik bir matris içerisinde tetragonal kristallerden meydana gelmektedir. Bu materyal, magnezyum oksit tarafından stabilize edilir. MgO-ZrO<sub>2</sub> sistemleri için genel olarak kabul edilen faz diyagramı Şekil 2.9 da gösterilmektedir. (Uz, 2018) Mg-PSZ su varlığında 3Y-TZP ile karşılaştırıldığında tetragonal fazda stabilizasyonu daha zor olmaktadır. Farklı stabilize oksitlerle oluşturulan kısmi stabilize zirkonyanın genel özellikleri Tablo 2.9'da gösterilmektedir.



Şekil 2. 9 MgO-ZrO<sub>2</sub> faz diyagramı

Mg-PSZ'nin gözenekli yapısı ve büyük tane boyunun neden olduğu aşınmaya karşı düşük direnci sebebiyle başarılı uygulamaları oldukça sınırlıdır. Mg-PSZ'nin mikroyapısı, kübik zirkonya matris içerisindeki tetragonal çözeltilerden oluşmaktadır.

Bu nedenle Mg-PSZ düşük mekanik özelliklere ve daha kararsız bir yapıya sahiptir. 1680-1800°C arasında değişen yüksek sıcaklıklarda sinterlenen Mg-PSZ, kontrollü bir soğutma işleminden geçirilmelidir. Soğutma esnasında bozunmanın gerçekleştiği aşamada (1100°C) dönüşüme duyarlı tetragonal faz çözeltisi oluşmakta, bu oluşumdan kaynaklanan hacimsel orandaki değişim, malzemenin kırılma tokluğunu kontrol eden önemli bir kriter olarak değerlendirilmektedir (Tekin, 2017).

#### **2.3.2.4 Seryum ile stabilize edilmiş zirkonya-Alümina kompoziti (Ce-TZP/A)**

Seryum ile stabilize edilmiş zirkonya yani Ce-TZP, düşük sıcaklık bozunmasına karşı dirençlidir. Bununla birlikte düşük esneme dayanımına sahiptir. Matris içerisindeki nanosilika alüminanın homojen dağılımı kırılma sertliğini etkilemeden esneme dayanımını artırır. Ce-TPZ/A, sabit protezler için sağlam bir seramik materyalidir. Ce-TPZ/A porseleninin alt yapılarının kalınlığı 0,3 mm'ye kadar indirilebilir, bu değer Y-TZP için 0,5 mm olmalıdır. Bu nedenle Ce-TZP kullanılacaksa diş preparasyonu miktarı azaltılabilir. Prospektif vaka serilerinin ön sonuçları posterior sabit protezlerde Ce-TZP/A'nın güvenilir bir malzeme olduğunu göstermiştir. Ce-TPZ/A'nın düşük sıcaklık bozunmasına karşı tam bir rezistans göstermesinden dolayı bu seramikler lingual tarafta oral ortama maruz kalabilir ve metal altyapı ile benzer destek yapısı gösterir (Tekin, 2017)

### 3.YÖNTEM

#### 3.1 Amaç

Bu çalışmanın amacı, farklı oranlarda Y-TZP ve Mg-PSZ kullanılarak oluşturulan reçetelerdeki kompozisyonlar hazırlanacaktır. Kompozisyonlar oluşturulduktan sonra şekillendirilme işlemi tamamlanıp sinterleme aşamasına geçilecektir. Elde edilen numunelerin sinterleme sıcaklıklarının ve sinterleme sürelerini fiziksel ve kimyasal özelliklerine etkisi belirlenecek, dental uygulamalarda kullanılabilir oluşu test edilecektir.

Diş görünümü ve ağız sağlığı insanoğlunun önem vermiş olduğu bir unsur olarak karşımıza çıkmaktadır. Biouyumluluk özelliğiyle ön plana çıkan zirkonya sahip olduğu fiziksel ve mekanik özellikleriyle detal uygulamalara uygun seramik malzeme olarak kabul edilmiştir. Tetragonal zirkonya polikristalleri TZP, halen yapılan çalışmalarda üstün özellikleri ve biouyumluluğu ile halen kullanılmaktadır.

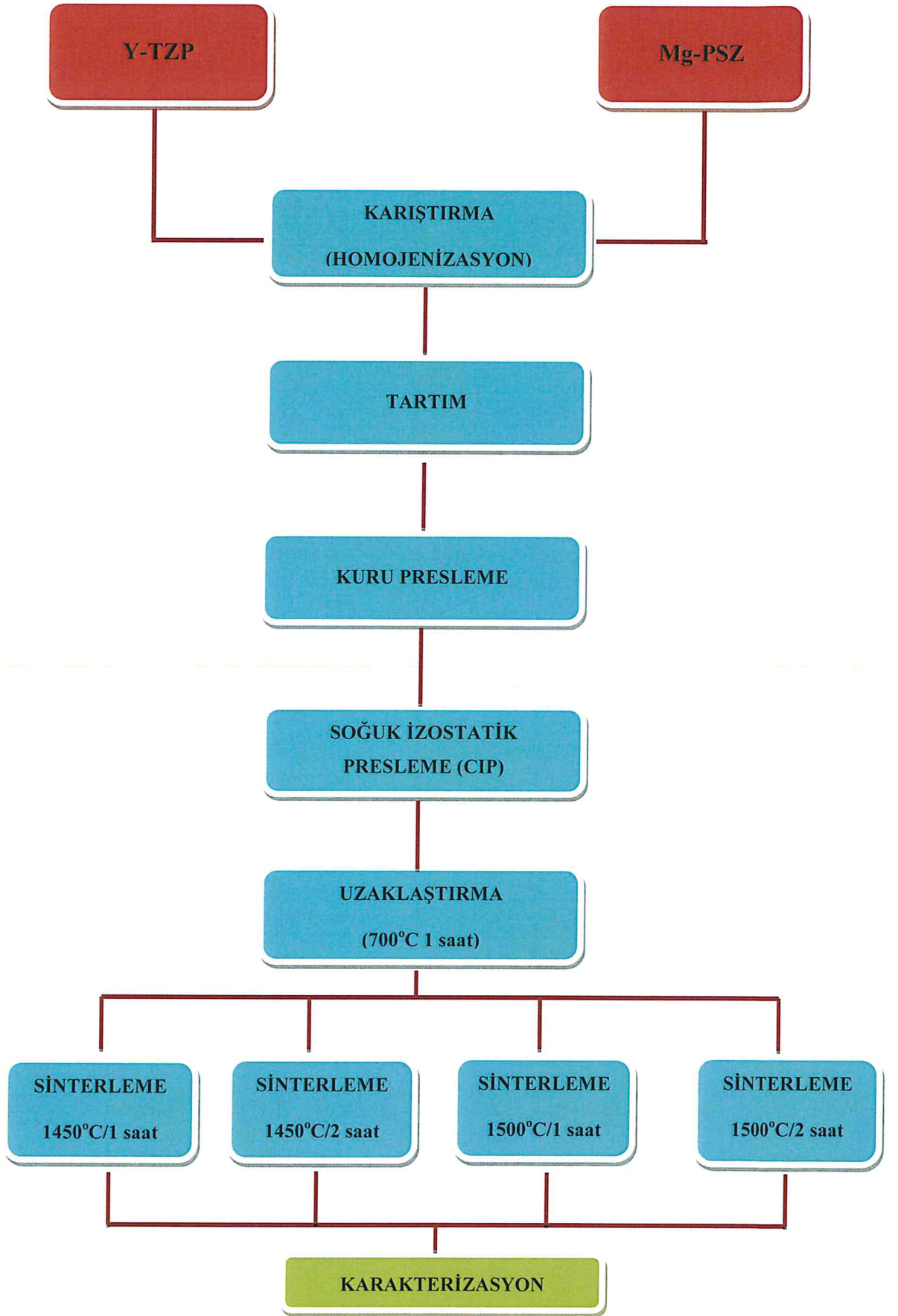
Bu çalışmada, Y-TZP'nin yüksek sertliği, Mg-PSZ'nin yüksek sıcaklık özellikleri kullanılarak, yüksek sertlik ve yüksek sıcaklık kompozisyonlarının geliştirilmesi hedeflenmiştir. Bu üstün özellikler için dental uygulamalarda kullanılabilir malzemelerin geliştirilmesi, kompozisyonlar ve uygun sinterleme sıcaklığı üzerine çalışılacaktır.

#### 3.2 Deney Programı

Yapılan bu çalışmada sırasıyla aşağıdaki aşamalar izlenmiştir.

- Dental uygulamalara uygun malzemeyi üretmek için itriyum (Y) ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP) ve Magnezyum (Mg) ile kısmi stabilize edilmiş zirkonya (Mg-PSZ) yurtdışından sipariş edilerek temin edilmiştir.
- Literatür çalışmalarından çıkarılan sonuçlara dayanılarak alınabilecek en iyi sonuçlar ve kıyaslamalar için gerekli kompozisyon oranları (%100 Y-TZP, %75 Y-TZP/ %25 Mg-PSZ, %50 Y-TZP/ %50 Mg-PSZ, %25 Y-TZP/ %75 Mg-PSZ, %100 Mg-PSZ) ve sinterleme sıcaklık değerleri (1450 °C, 1500 °C) ve bu sıcaklık değerlerindeki sinterleme süreleri (1 saat, 2 saat) belirlenmiştir.

- Belirlenen kompozisyon oranları için kullanılacak tozların ağırlıkları hesaplanmış ve tartılmıştır. Tartılarak hazırlanan karışımlar gezegen bilyalı değirmene konulmak üzere öğütme haznelere konulmuştur. Haznelerin içerisine toz miktarının yarısı ağırlığında zirkonya bilyalar eklenerek, karıştırma ve homojenizasyon için 4 saat boyunca orta hızda değirmen çalıştırılmıştır.
- Değirmenin haznelere alınan tozlar bilyalardan ayrılmak üzere elenmiş ve karışımlar önce kuru presleme yöntemiyle şekillendirilmiş, sonrasında zımpara ile çapakları alınan numuneler soğuk izostatik presleme için kalıplanarak tekrar preslenmiştir.
- Şekillendirmeleri tamamlanan farklı oranlarda itriyum ve magnezyum ile kısmi stabilize zirkonya numuneleri ilk olarak 700°C sıcaklıkta 2 saat süreyle uzaklaştırma işlemi uygulanmış daha sonra ise 1450°C 1 saat, 1450°C 2 saat, 1500°C 1 saat, 1500°C 2 saat sinterleme işlemi yapılmıştır.
- Sinterleme işlemi gerçekleştirildikten sonra farklı oranlarda itriyum (Y) ve magnezyum (Mg) içeren, farklı sinterleme sıcaklığı ve süreleri kullanılarak hazırlanan numunelerin özellikleri incelenmiş, kıyaslanmış ve dental uygulamalar için uygunluğu incelenmiştir.



Şekil 3. 1 Deney programı akış şeması

### 3.3 Deneylerde Kullanılan Malzemeler

#### 3.3.1 İttriyum (Y) İle Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)

Yurtdışından temin edilmiş  $6,05 \text{ g/cm}^3$  yoğunluğa sahip 3mol ile stabilize edilmiş Y-TZP kullanılmıştır.

#### 3.3.2 Magnezyum (Mg) İle Kısmi Stabilize Edilmiş Zirkonya (Mg-PSZ)

Yurtdışından temin edilmiş  $5,72 \text{ g/cm}^3$  yoğunluğa sahip Mg-PSZ kullanılmıştır.

### 3.4 Kompozisyonların Belirlenmesi

Farklı karışım oranlarının, sinterleme sıcaklıklarının ve sinterleme sürelerinin numunelerin özelliklerine etkisi incelenmesi için ilk olarak numunelerin yüzdesel olarak oranlarına karar verilmiştir.

Tablo 3. 1 Numunelerin kompozisyonları ve uygulanacak sinterleme işlemi

Numune Kodu	Kompozisyon	Sinterleme sıcaklığı	Sinterleme süresi
1	% 100 Y-TZP	1450/1500 °C	1-2 saat
2	%75 Y-TZP/ %25 Mg-PSZ	1450/1500 °C	1-2 saat
3	%50 Y-TZP/ %50 Mg-PSZ	1450/1500 °C	1-2 saat
4	%25 Y-TZP/ %75 Mg-PSZ	1450/1500 °C	1-2 saat
5	%100 Mg-PSZ	1450/1500 °C	1-2 saat

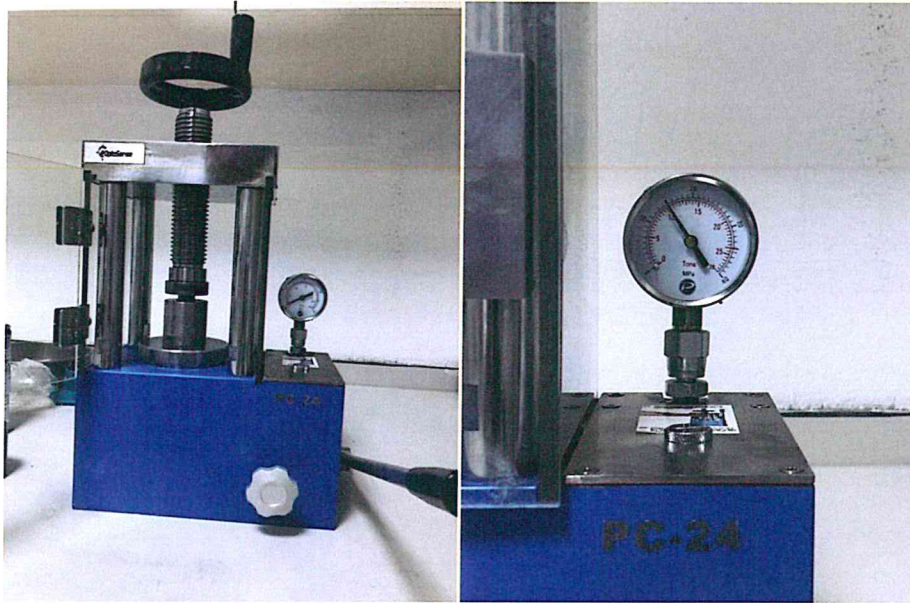
### 3.5 Karıştırma ve Homojenizasyon İşlemi

Numunelerin kompozisyonları belirlendikten sonra her bir değişken ve farklı testler için gerekli olan 2'şer disk numuneler göre toz miktarları hesaplanmıştır. Tüm kompozisyonlar için toplam toz miktarı hesaplandıktan sonra bilyalı değirmenlerin haznelere konulmuş ve üzerine zirkonya bilyalar eklenerek 4 saat süreyle gezegen tipi bilyalı değirmende karıştırılmıştır. Karıştırma işleminden sonra hazneden çıkarılan tozlar elekten geçirilmiş ve şekillendirme işlemine hazır hale getirilmiştir.

### 3.6 Şekillendirme

#### 3.6.1 Kuru presleme

Reçetelerin hazırlanması ve gezegen tipi değirmende bilyeler yardımıyla homojenleştirilen karışımın sonrasında şekillendirme işlemi yapılmıştır. Şekillendirme işleminin ilk aşaması olan kuru presleme yöntemiyle pres yapılmıştır. Kuru presleme genel anlamıyla kullanılacak kalıbın doldurulması, presin gerçekleşmesi ve preslenen numunenin çıkarılması aşamalarından oluşur. Kullanılan kalıba ve istenilen boyut için gerekli toz miktarı 7 gr hesaplandıktan sonra kalıp numunenin sıkışmasını engellemek için yağlanmış ve ardından tozlar doldurulmuş, kol yardımıyla da 14-15 Mpa basınç ile sıkıştırılıp, şekillendirilmiştir. Şekillendirme işlemi Şekil 3.2'de belirtilen pres makinesi ile kalıplama işlemi yapılmıştır. Kalıptan çıkan numunelerde oluşan çapaklar zımpara yardımıyla temizlenmiştir.



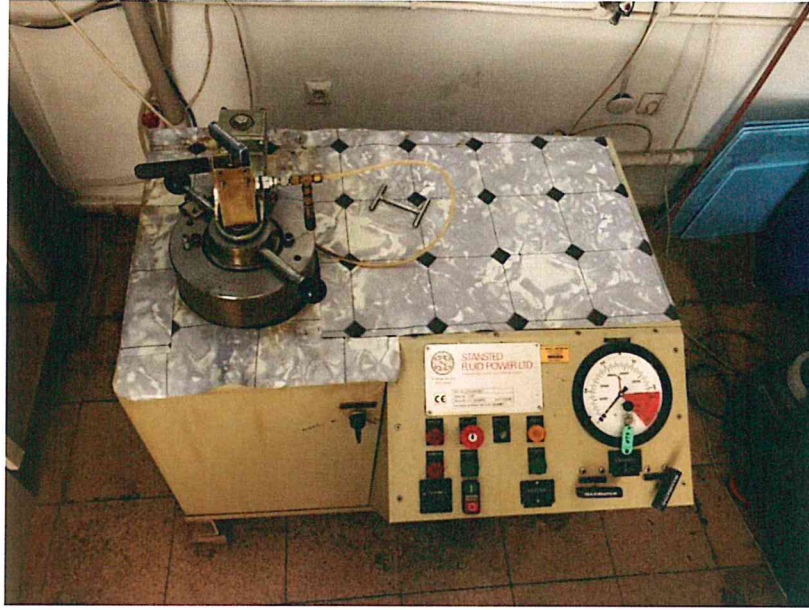
Şekil 3. 2 Kuru preslemede kullanılan pres

#### 3.6.2 Soğuk İzostatik Presleme

Kuru presleme sonrası yapılan izostatik presleme genel olarak düşük bir basınçla şekillendirilmiş numuneleri hidrostatik basınçla tekrar sıkıştırılması işlemidir. Soğuk izostatik presleme (CIP) için kuru presleme sonrasında oluşturduğumuz numuneler kalıp içerisinde vakumlanarak konulmuş ve kalıplar içerisi sıvı almayacak şekilde iyice bağlanmıştır. Kalıplar içerisi yağ dolu olan bir basınç kabına bırakılmıştır. Soğuk



izostatik presleme sırasında basıncın her yönden uygulanması numunelerin eşit bir şekilde basınca uğramasını sağlamıştır.



Şekil 3. 3 (CIP) Soğuk izostatik presleme cihazı

### 3.7 Uzaklaştırma

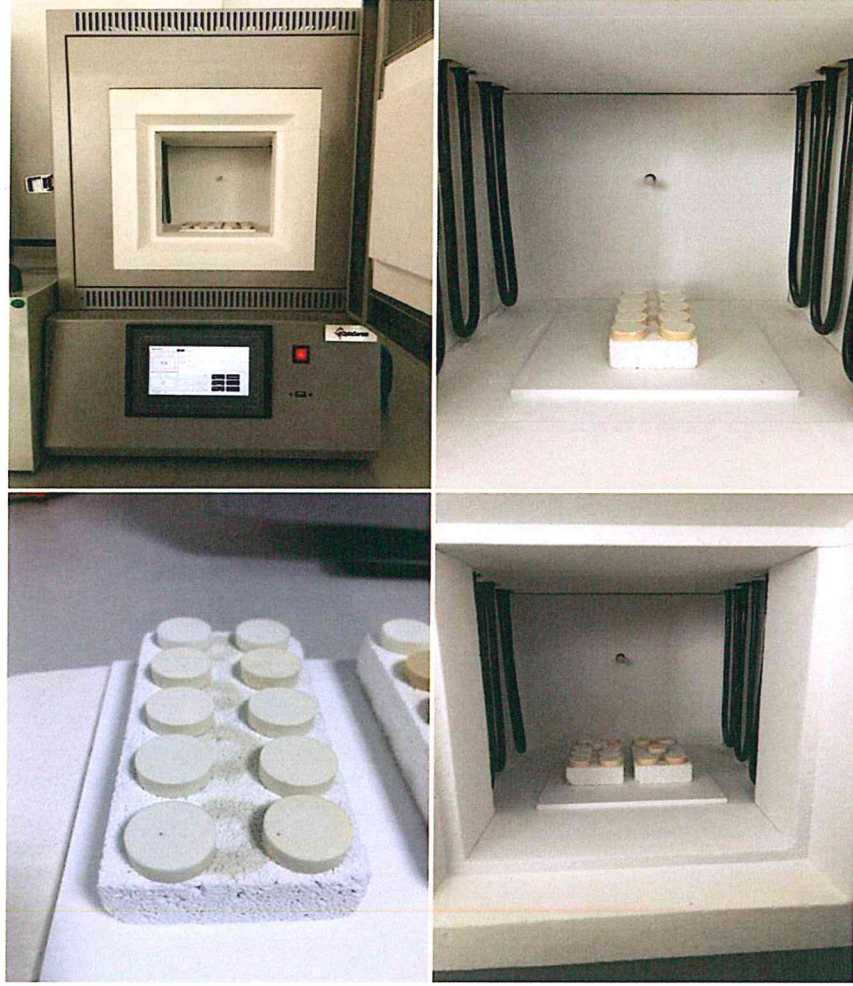
Numuneler sinterleme öncesi fırında 700°C’de 2 saat süreyle uzaklaştırılma işlemi uygulanmıştır. Numuneler 840 dakikada 700°C’ ye çıkarılmış, bu sıcaklıkta 2 saat süreyle bekletilmiş ve 150 dakikada 50°C’ye soğutulmuştur.

### 3.8 Sinterleme

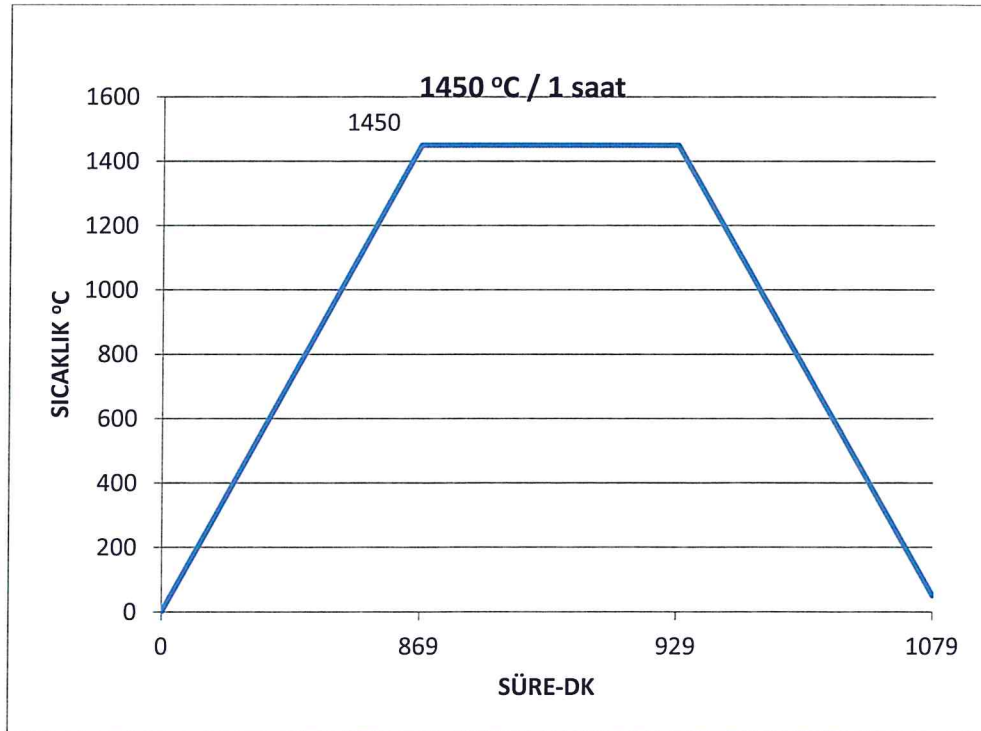
Şekillendirme aşamalarından gelen numuneler için 1450°C, 1500°C sinterleme sıcaklıkları, 1-2 saat sinterleme süreleri belirlenmiş ve uygulanmıştır. Sinterleme için fırın yaklaşık 1,6-1,5°C/dk ısınma hızına göre hesaplanıp ayarlanmıştır.

Tablo 3. 2 Sinterleme işlemleri ve aşamaları

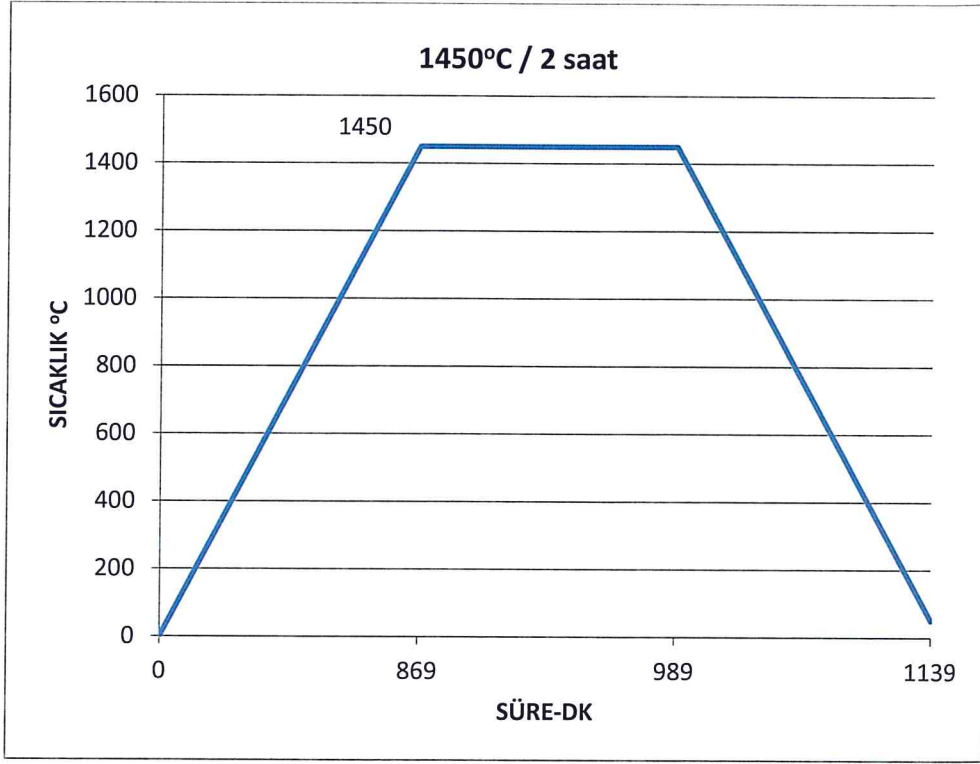
Sinterleme İşlemi	1.Aşama – Çıkış	2.Aşama – Bekleme	3.Aşama - Soğuma
1450°C / 1 saat	869 dk - 1450°C	60 dk - 1450°C	150 dk – 50°C
1450°C / 2 saat	869 dk - 1450°C	120 dk - 1450°C	150 dk – 50°C
1500°C / 1 saat	900 dk - 1500°C	60 dk - 1500°C	150 dk – 50°C
1500°C / 2 saat	900 dk - 1500°C	120 dk - 1500°C	150 dk – 50°C



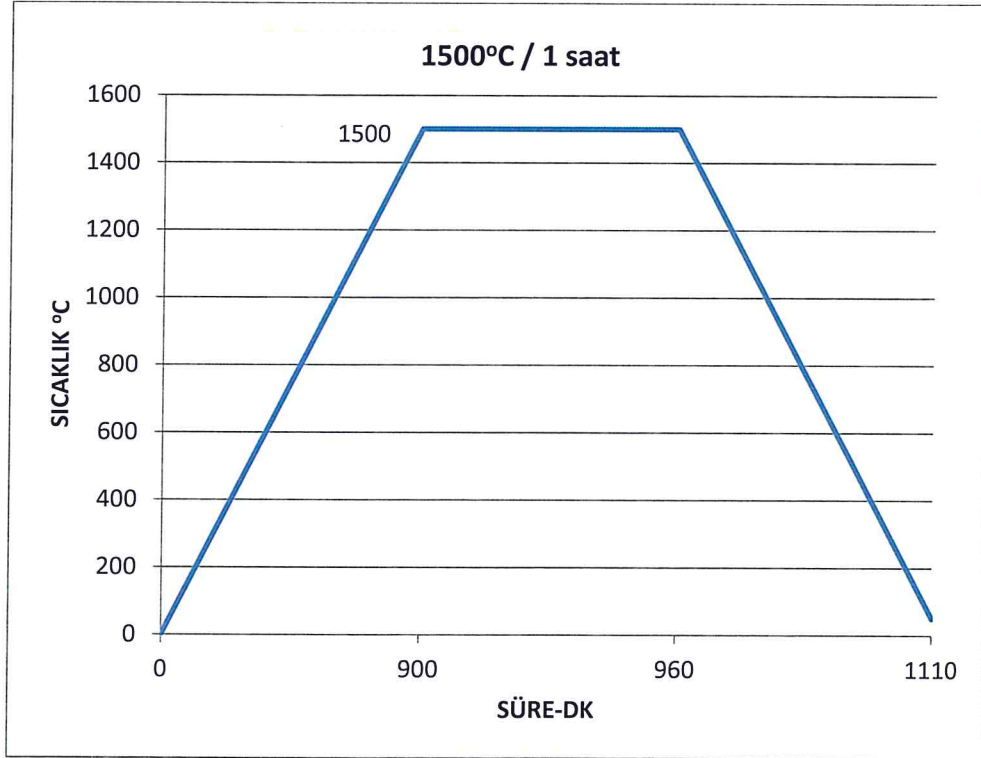
Şekil 3. 4 Numunelerin sinterlenmesi için fırına yerleştirme aşaması



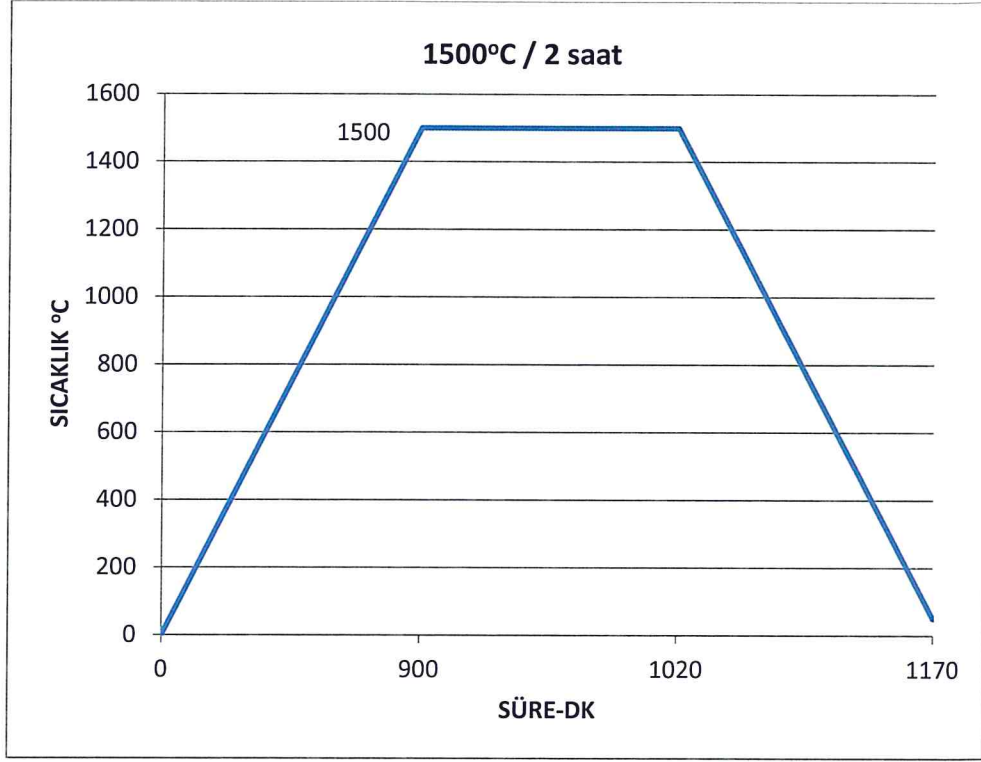
Şekil 3. 5 1450°C / 1 saat sinterleme grafiği



Şekil 3. 6 1450°C / 2 saat sinterleme grafiği



Şekil 3. 7 1500°C / 1 saat sinterleme grafiği

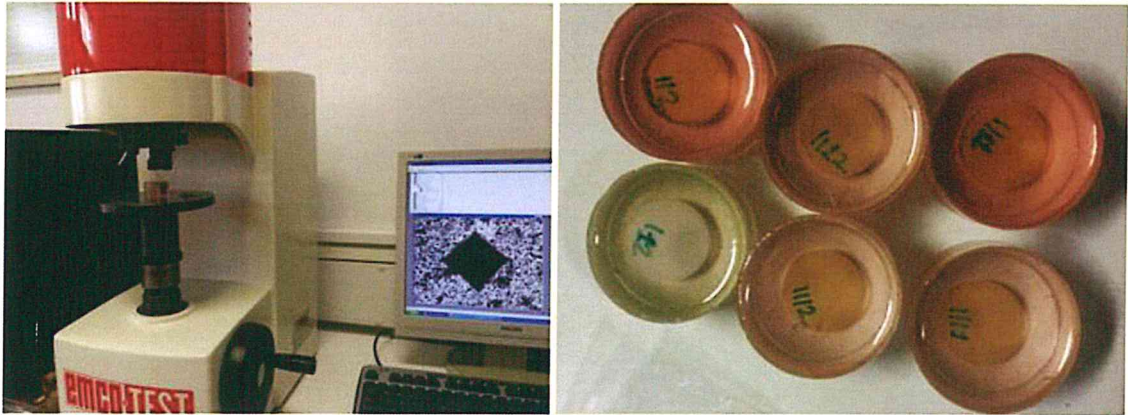


Şekil 3. 8 1500°C / 2 saat sinterleme grafiği

### 3.9 Numunelere Uygulanan Testler

#### 3.9.1 Sertlik Ölçümleri

Dental amaçla kullanılabilirliği incelenen, farklı oranlarda hazırlanan Y-TZP ve Mg-PSZ tozları şekillendirilip sinterlendikten sonra sertlik değerleri bulunmak üzere soğuk kalıba alınmıştır. Numuneler kalıba alındıktan sonra zımparalanmış ve ardından elmas disklerle parlatılmıştır. Numunelerin Vickers sertlikleri bulunması için tepe açışı 136° olan elmas piramit uç 10 kg ve 30 kg yük ile numunelerin üzerine batırılmış ve 3.1'de belirtilen Vickers Sertlik Formülü ile hesaplamaları yapılmıştır.



Şekil 3. 9 Sertlik ve kırılma tokluğunda kullanılan cihaz

$$VSD = 2 \sin\left(\frac{\alpha}{2}\right) \left(\frac{P}{d^2}\right) \quad (3.1)$$

$$Hv = 1,8544 \frac{P}{d^2}$$

$Hv =$  Vickers sertliği

$\alpha =$  tepe açısı =  $136^\circ$

$P =$  yük = 10-30 kg

$$d = \frac{d1 + d2}{2} \text{ mm}$$

### 3.9.2 Kırılma Tokluğu Ölçümleri

Malzemelerin kırılma toklukları, Vickers sertlik ölçümlerinde elde edilen çatlak izleri kullanılarak hesaplanmıştır. Elmas piramit uç ile bırakılan izler hesaplanmış ve denklem 3.2'de yerine konularak kırılma toklukları hesaplanmıştır.

$$K_{IC} = 0.018H\sqrt{a} \left(\frac{E}{H}\right)^{0.4} \left(\frac{c}{a} - 1\right)^{0.5} \quad (3.2)$$

$K_{IC} =$  Kırılma Tokluğu

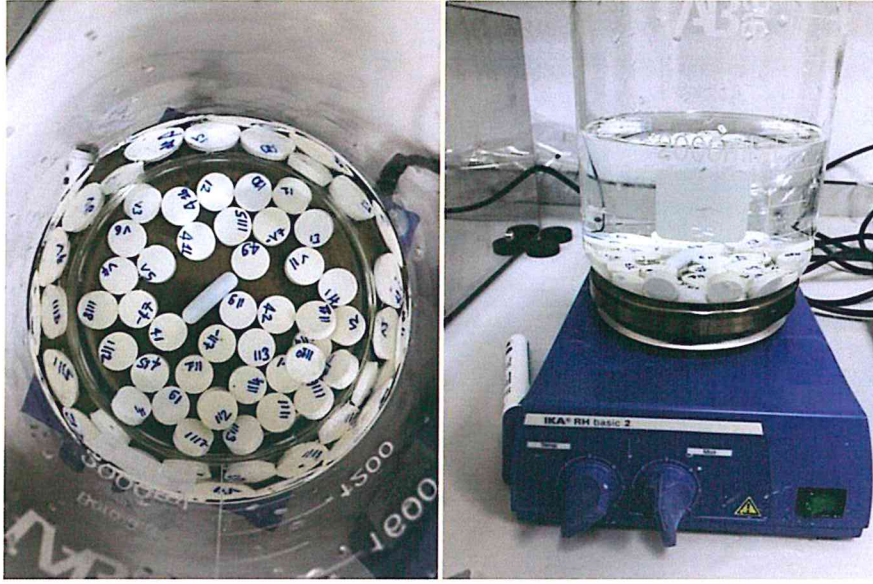
$E =$  Elastik Modülü

$H =$  Sertlik (N)

### 3.9.3 Yoğunluk Ölçümü Ve Su Emme Oranı

Numuneler büyük bir beher içerisine koyulup üzerine saf su doldurulmuştur. Daha sonra ultrasonic karıştırma cihazının üzerine alınarak içerisine konulan manyetik balıkla birlikte 4 saat süreyle kaynatma işlemi başlatılmıştır. İçerisine su girmesi sağlanan numuneler işlemden önce kuru halde, üzerindeki fazla su alındıktan sonra su emdirilmiş hali ve Arşimed terazisi kullanılarak saf su içerisindeki askıda hali tartılmıştır. Tartımlar aşağıdaki formüllerde kullanılarak numunenin bulk (yığın)

yoğunluğu (3.3), açık porozite oranı (3.4), su emme oranı (3.5) ve yüzde deneysel teorik yoğunluğu (3.7) hesaplanmıştır.



Şekil 3. 10 Su Emdirme İşlemi

$m_0$  = Kuru Tartım

$m_1$  = Su Emdirilmiş Yaş Tartım

$m_2$  = Saf Su İçerisinde Askıda Tartım

$$\text{Bulk Yoğunluk} = (m_0) / (m_1 - m_2) \quad (3.3)$$

$$\text{Görünür Porozite Oranı} = 100 \times (m_1 - m_0) / (m_1 - m_2) \quad (3.4)$$

Sinterlenmiş son halini almış numunenin, içerisine alabildiği su oranına su emme oranı denir. Numunenin emdiği su miktarının, numunenin kuru ağırlığına oranlanmasıyla bulunur.

$$\% \text{ Su Emme Oranı} = 100 \times (m_1 - m_0) / (m_0) \quad (3.5)$$

Farklı oranlarda hazırlanan numunelerin teorik yoğunlukları 3.6'daki formül ile hesaplanmıştır. Teorik yoğunluklarının, bulk (yığın) yoğunluklarına oranlanmasıyla % Teorik yoğunluğu hesaplanmıştır.

$$\text{Numunelerin Teorik Yoğunluğu} = d_1 V_1 + d_2 V_2 = d_s V_s \quad (3.6)$$

$$\% \text{ Teorik Yoğunluk} = 100 \times (m_0) / (m_1 - m_2) / \text{Teorik Yoğunluk} \quad (3.7)$$

### 3.9.4 X-ışını Difraksiyonu(XRD)

Rigaku MiniPlex600 marka X-ışını difraksiyonu (XRD) cihazı ile  $5^{\circ} \leq 2\theta \leq 80^{\circ}$  tarama aralığında  $2^{\circ}$ /dakika tarama hızı ve  $70^{\circ} \leq 2\theta \leq 80^{\circ}$  tarama aralığında  $0.5^{\circ}$ /dakika tarama hızı kullanılarak numunelerin içerdikleri fazlar ve kristalografik özellikleri belirlenmiştir. Analizlerde  $\text{CuK}\alpha$  kaynağı  $40 \text{ kV}$ 'da,  $10 \text{ mA}$ 'da kullanılmıştır.



Şekil 3. 11 Rigaku marka XRD cihazı

Malzemelerin monoklinik ve tetragonal+kübik faz oranlarının belirlenmesi için aşağıda verilen Toyoras yöntemi kullanılmıştır.

$$X_m = [ I_m (-111) + I_m (111) ] / [ I_m (-111) + I_m (111) + I_t (101) ]$$

$X_m$  : Monoklinik fazın tamamlı şiddet oranı

$I_m (-111)$  :  $28^{\circ}$  civarında bulunan monoklinik tepe noktasının şiddeti

$I_m (111)$  :  $31.5$  civarında bulunan monoklinik tepe noktasının şiddeti

$I_t (101)$  :  $30.2$  bulunan tetragonal+kübik tepe noktasının şiddeti

$$V_m = 1.311 X_m / ( 1 + 0.311 X_m )$$

$$V_t = 1 - V_m$$

$V_t$  : Tetragonal+kübik faz hacim oranı

$V_m$  : Monoklinik faz hacim oranı

### 3.9.5 SEM ve EDS

Temel olarak Taramalı elektron mikroskobu, Tungsten, Lantan hekza borit katottan veya alan emisyonlu (FEG) gun'dan ortaya çıkan elektronların kullanımı incelenecek malzeme yüzeyine gönderilmesi sonucu oluşan etkileşmelerden yararlanılması esasına dayanır.

Numunelerin SEM görüntüleri 20.000 kW değerinde, 5-6 mm W.D. aralığında ve farklı büyütme elde edilmiştir. SEM işlem öncesi tane sınırlarının belli olabilmesi için 1200°C'de termal dağlama işlemi yapılmıştır.



## 4.BULGULAR

### 4.1 Numunelere Uygulanan Testlerin Sonuçları

#### 4.1.1 Fiziksel Testlerin Sonuçları

Numuneler sinterleme öncesi ve sinterleme sonrası kuru şekilde hassas terazi ile tartımları alınmıştır. Sinterleme sonrası su emdirilmiş şekildeki ağırlıkları ve saf su içerisindeki ağırlıkları ayrı ayrı hassas terazi ile ölçümleri alınmıştır. Ölçümler kullanılarak su emme oranı, bulk yoğunluğu ve açık porozite hesaplanmıştır. Numunelerin işlemler sonrası ulaştığı teorik yoğunluk yüzdesi hesaplanmıştır. Bu bulgular sinterleme sıcaklığı, sinterleme süresi ve kompozisyonlara göre hesaplanmıştır.

##### 4.1.1.1 %100 Y-TZP Numunelerinin Fiziksel Test Sonuçları

%100 Y-TZP numunelerinin şekillendirme işlemleri sonrasında tartımları ve sinterleme sonrası tartımları tabloda gösterilmiştir. Numunelerin sinterleme sonrasındaki azalmaları yüzdesel olarak hesaplanmıştır.

Tablo 4. 1 %100 Y-TZP numunelerinin şekillendirme sonrası ve sinterleme sonrası tartım tablosu

Numune Kodu	Şekillendirme Sonrası Tartım	Sinterleme Sıcaklığı	Sinterleme Sonrası Tartım	% Azalma
%100 Y-TZP/ 1500-1	6,8437	1500°C / 1 saat	6,6747	2,469%
%100 Y-TZP/ 1500-2	6,8271	1500°C / 2 saat	6,6696	2,307%
%100 Y-TZP/ 1450-1	6,8267	1450°C / 1 saat	6,6443	2,672%
%100 Y-TZP/ 1450-2	6,8184	1450°C / 2 saat	6,6297	2,768%
%100 Y-TZP/ 1500-2	6,8439	1500°C / 2 saat	6,6878	2,281%
%100 Y-TZP/ 1450-2	6,8503	1450°C / 2 saat	6,6962	2,250%
%100 Y-TZP/ 1450-1	6,8513	1450°C / 1 saat	6,6858	2,416%
%100 Y-TZP/ 1500-1	6,9486	1500°C / 1 saat	6,7598	2,717%

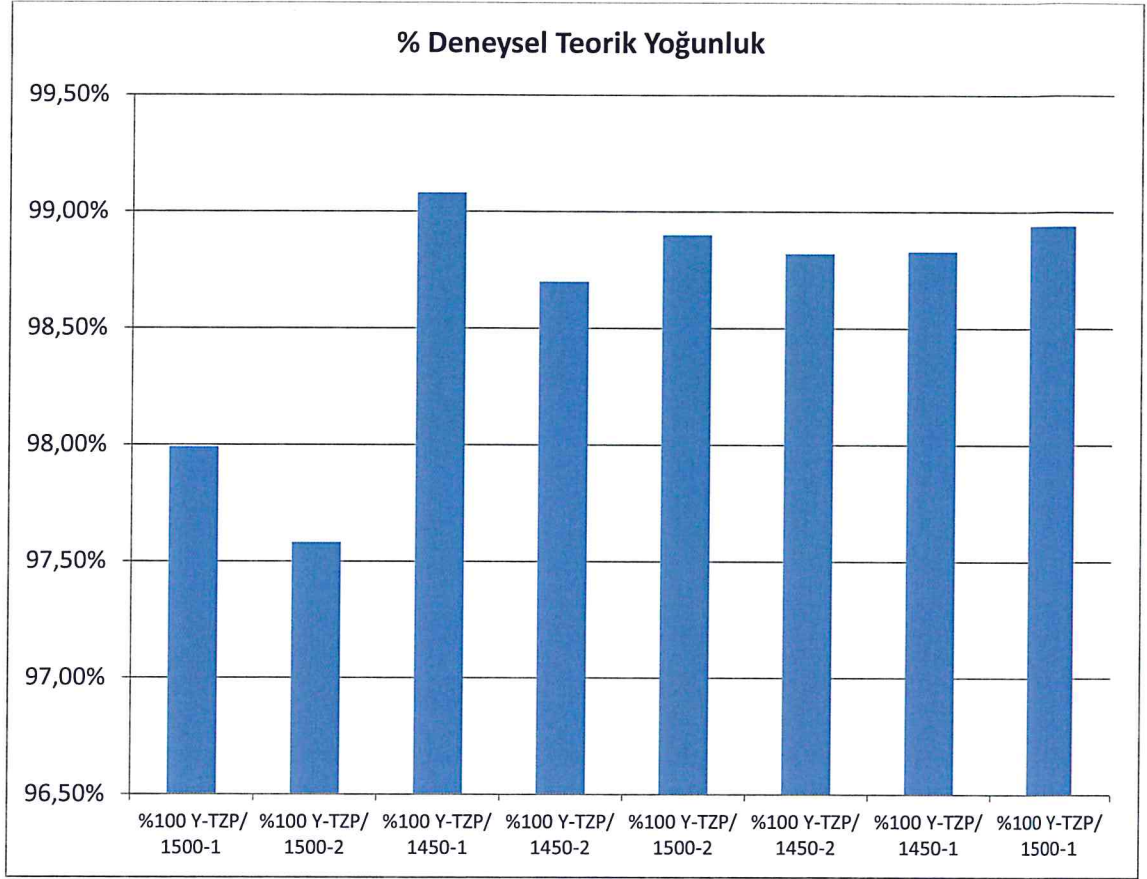
Numunelerinin sinterleme sonrasındaki tartımı, su emdirildikten sonraki yaş haldeki tartımı ve saf su içerisinde askıda tartımları tabloda verilmiştir. Numunelerin bu tartımları “ % Su Emme Oranı =  $100 \times (m_1 - m_0) / (m_0)$  ve Görünür Porozite Oranı =  $100 \times (m_1 - m_0) / (m_1 - m_2)$  ” denkleminde yerlerine konulmuştur.

**Tablo 4. 2** %100 Y-TZP numunelerin kuru, yaş ve askıda tartım sonuçları ve % su emme ve % görünür porozite oranları

Numune Kodu	Kuru Tartım - $m_0$	Yaş Tartım - $m_1$	Askıda Tartım - $m_2$	% Su Emme	% Görünür Porozite
%100 Y-TZP/ 1500-1	6,6747	6,6897	5,5638	0,2247	1,3323
%100 Y-TZP/ 1500-2	6,6696	6,6959	5,5662	0,3943	2,3281
%100 Y-TZP/ 1450-1	6,6443	6,6526	5,5442	0,1249	0,7488
%100 Y-TZP/ 1450-2	6,6297	6,6699	5,5596	0,6064	3,6206
%100 Y-TZP/ 1500-2	6,6878	6,6918	5,5741	0,0598	0,3579
%100 Y-TZP/ 1450-2	6,6962	6,7026	5,5826	0,0956	0,5714
%100 Y-TZP/ 1450-1	6,6858	6,7544	5,6362	1,0261	6,1349
%100 Y-TZP/ 1500-1	6,7598	6,7745	5,6452	0,2175	1,3017

**Tablo 4. 3** %100 Y-TZP Numunelerin bulk(yığın) yoğunluk ve % deneysel teorik yoğunlukları

Numune Kodu	Bulk (yığın) Yoğunluk	Teorik Yoğunluk	% Deneysel Teorik Yoğunluk
%100 Y-TZP/ 1500-1	5,9283	6,0500	97,99%
%100 Y-TZP/ 1500-2	5,9039	6,0500	97,58%
%100 Y-TZP/ 1450-1	5,9945	6,0500	99,08%
%100 Y-TZP/ 1450-2	5,9711	6,0500	98,70%
%100 Y-TZP/ 1500-2	5,9835	6,0500	98,90%
%100 Y-TZP/ 1450-2	5,9788	6,0500	98,82%
%100 Y-TZP/ 1450-1	5,9791	6,0500	98,83%
%100 Y-TZP/ 1500-1	5,9858	6,0500	98,94%



**Şekil 4. 1** %100 Y-TZP % deneysel teorik yoğunluğu

Sonuçlarda; sinterleme sıcaklıkları sabit kalması ve sinterleme sürelerinin artması numunelerin su emme oranlarını ve görünür porozite oranını azalttığı görülmüştür. Sinterleme süreleri aynı olan numunelerin, sinterleme sıcaklıkları arttığında ise yine su emme oranları ve görünür porozite oranları azaldığı görülmüştür. Görünür porozitelerin, kapalı poroziteye dönüştüğü düşünülmektedir.

Numunelerin verilen tartımlarından bulk (yığın) yoğunlukları hesaplanmış, daha önce hesaplanan teorik yoğunluklarla karşılaştırılarak ulaşılan teorik yoğunluk yüzdeleri Tablo 4.3'deki gibi bulunmuştur. Teorik yoğunluk yüzdeleri sinterleme süreleri ve sıcaklıkları arttığında daha iyi sonuçlar elde edildiği görülmüştür.

#### **4.1.1.2 %75 Y-TZP ve %25 Mg-PSZ İçeren Numunelerin Fiziksel Test Sonuçları**

%75 Y-TZP ve %25 Mg-PSZ içeren numunelerin şekillendirme işlemleri sonrasında tartımları ve sinterleme sonrasındaki tartımları ölçülmüş, bu numunelerin sinterleme sonrası % azalmaları hesaplanmış Tablo 4.4'de gösterilmiştir.

**Tablo 4. 4** %75 Y-TZP ve %25 Mg-PSZ İçeren Numunelerin şekillendirme sonrası ve sinterleme sonrası tartım tablosu

Numune Kodu	Şekillendirme Sonrası Tartım	Sinterleme Sıcaklığı	Sinterleme Sonrası Tartım	% Azalma
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/1500-1	6,8761	1500°C / 1 saat	6,6741	2,938%
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1500-2	6,8974	1500°C / 2 saat	6,6695	3,304%
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1450-1	6,8982	1450°C / 1 saat	6,6640	3,395%
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1450-2	6,8692	1450°C / 2 saat	6,6577	3,079%
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1500-2	6,8851	1500°C / 2 saat	6,6788	2,996%
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1450-2	6,9087	1450°C / 2 saat	6,6742	3,394%
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1450-1	6,9298	1450°C / 1 saat	6,6946	3,394%
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1500-1	6,9124	1500°C / 1 saat	6,6841	3,303%

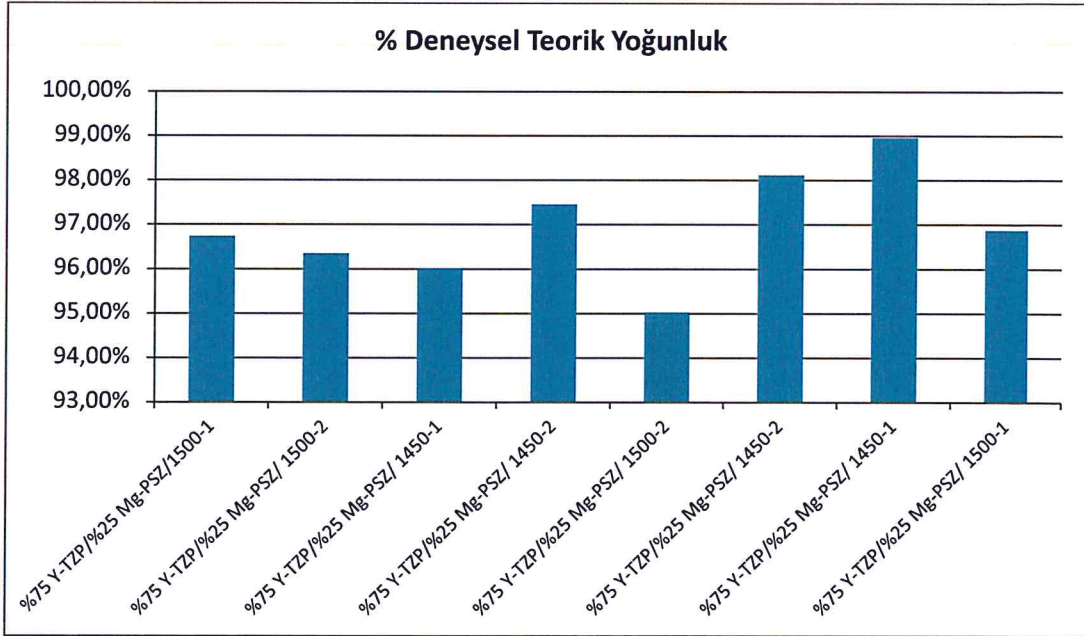
Numunelerinin sinterleme sonrasındaki tartımı, su emdirildikten sonraki yaş haldeki tartımı ve saf su içerisinde askıda tartımları tabloda verilmiştir. Numunelerin bu tartımları “ % Su Emme Oranı =  $100 \times (m_1 - m_0) / (m_0)$  ve Görünür Porozite Oranı =  $100 \times (m_1 - m_0) / (m_1 - m_2)$ ” denkleminde yerlerine konulmuştur.

**Tablo 4. 5** %75 Y-TZP ve %25 Mg-PSZ İçeren numunelerin kuru, yaş ve askıda tartım sonuçları ve % su emme ve % görünür porozite oranları

Numune Kodu	Kuru Tartım - $m_0$	Yaş Tartım - $m_1$	Askıda Tartım - $m_2$	% Su Emme	% Görünür Porozite
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/1500-1	6,6741	6,6923	5,5355	0,2727	1,5733
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1500-2	6,6695	6,6848	5,5241	0,2294	1,3182
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1450-1	6,6640	6,6846	5,5209	0,3091	1,7702
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1450-2	6,6577	6,6737	5,5283	0,2403	1,3969
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1500-2	6,6788	6,7108	5,5324	0,4791	2,7155
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1450-2	6,6742	6,6931	5,5526	0,2832	1,6572
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1450-1	6,6946	6,7045	5,5702	0,1479	0,8728
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1500-1	6,6841	6,6985	5,5417	0,2154	1,2448

**Tablo 4. 6** %75 Y-TZP ve %25 Mg-PSZ İçeren Numunelerin bulk(yığın) yoğunluk, teorik yoğunlukları ve % deneysel teorik yoğunlukları

Numune Kodu	Bulk (yığın) Yoğunluk	Teorik Yoğunluk	% Deneysel Teorik Yoğunluk
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/1500-1	5,7695	5,964	96,74%
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1500-2	5,7461	5,964	96,35%
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1450-1	5,7266	5,964	96,02%
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1450-2	5,8126	5,964	97,46%
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1500-2	5,6677	5,964	95,03%
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1450-2	5,8520	5,964	98,12%
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1450-1	5,9020	5,964	98,96%
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1500-1	5,7781	5,964	96,88%



**Şekil 4. 2** %75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ % deneysel teorik yoğunluğu

Tablodaki sonuçlara göre sinterleme sıcaklığının artmasıyla su emme oranlarında düşüş görülmüştür. Aynı şekilde görünür porozite oranlarında sinterleme sıcaklıklarının artması ve sinterleme sürelerinin artması yüzde görünür porozite oranının düşüşüne neden olmuştur.

Numunelerin tartımlarından hesaplanan bulk (yığın) yoğunlukları hesaplanmış ve teorik yoğunluklarıyla karşılaştırılmıştır. Yoğunluk değerlerinin %95'in üzerinde çıktığı görülmüştür.

#### 4.1.1.3 %50 Y-TZP ve %50 Mg-PSZ İçeren Numunelerin Fiziksel Test Sonuçları

%50 Y-TZP ve %50 Mg-PSZ içeren numunelerin şekillendirme işlemleri sonrasında tartımları ve sinterleme sonrasındaki tartımları ölçülmüş, bu numunelerin sinterleme sonrası % azalmaları hesaplanmış tablo 4.7'de gösterilmiştir.

**Tablo 4. 7** %50 Y-TZP ve %50 Mg-PSZ İçeren Numunelerin şekillendirme sonrası ve sinterleme sonrası tartım tablosu

Numune Kodu	Şekillendirme Sonrası Tartım	Sinterleme Sıcaklığı	Sinterleme Sonrası Tartım	% Azalma
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1500-1	6,8347	1500°C / 1 saat	6,6380	2,878%
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1500-2	6,8194	1500°C / 2 saat	6,6220	2,895%
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1450-1	6,8299	1450°C / 1 saat	6,6233	3,025%
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1450-2	6,7907	1450°C / 2 saat	6,5868	3,003%
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1450-2	6,8097	1450°C / 2 saat	6,6275	2,676%
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1450-1	6,8117	1450°C / 1 saat	6,6133	2,913%
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1500-2	6,8164	1500°C / 2 saat	6,6179	2,912%
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1500-1	6,8385	1500°C / 1 saat	6,6315	3,027%

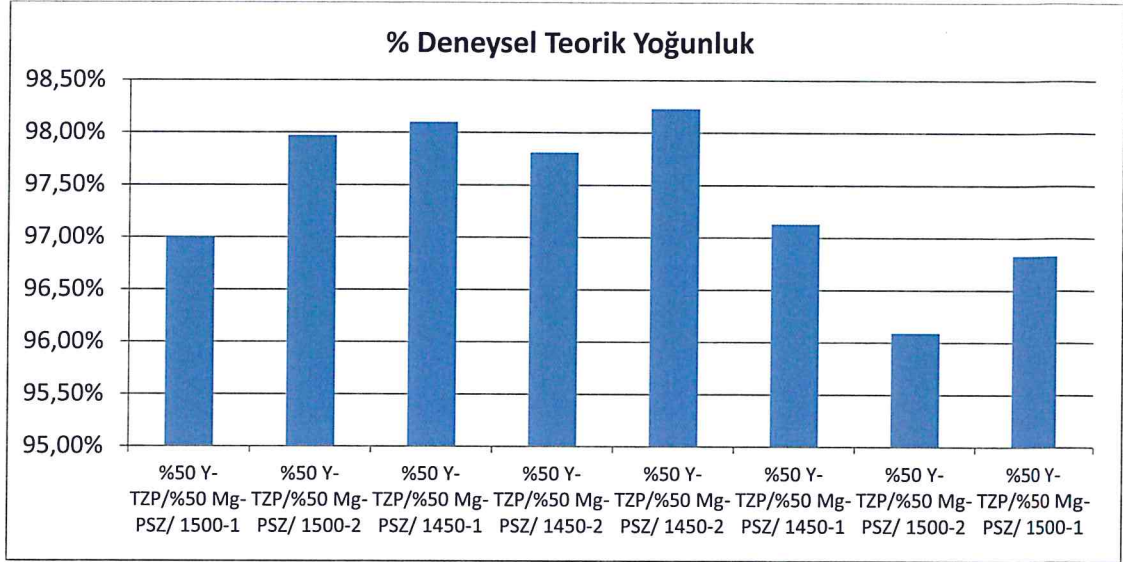
Numunelerinin sinterleme sonrasındaki tartımı, su emdirildikten sonraki yaş haldeki tartımı ve saf su içerisinde askıda tartımları tabloda verilmiştir. Numunelerin bu tartımları “ % Su Emme Oranı =  $100 \times (m_1 - m_0) / (m_0)$  ve Görünür Porozite Oranı =  $100 \times (m_1 - m_0) / (m_1 - m_2)$  ” denkleminde yerlerine konulmuştur.

**Tablo 4. 8** %50 Y-TZP ve %50 Mg-PSZ İçeren numunelerin kuru, yaş ve askıda tartım sonuçları ve % su emme ve % görünür porozite oranları

Numune Kodu	Kuru Tartım - $m_0$	Yaş Tartım - $m_1$	Askıda Tartım - $m_2$	% Su Emme	% Görünür Porozite
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1500-1	6,6380	6,654	5,4902	0,2410	1,3748
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1500-2	6,6220	6,6362	5,4867	0,2144	1,2353
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1450-1	6,6233	6,6306	5,4825	0,1102	0,6358
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1450-2	6,5868	6,5976	5,4524	0,1640	0,9431
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1450-2	6,6275	6,6622	5,5148	0,5236	3,0242
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1450-1	6,6133	6,6274	5,4695	0,2132	1,2177
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1500-2	6,6179	6,6412	5,47	0,3521	1,9894
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1500-1	6,6315	6,6523	5,4876	0,3137	1,7859

**Tablo 4. 9** %50 Y-TZP ve %50 Mg-PSZ İçeren Numunelerin bulk(yığın) yoğunluk ve % deneysel teorik yoğunlukları

Numune Kodu	Bulk (yığın) Yoğunluk	Teorik Yoğunluk	% Deneysel Teorik Yoğunluk
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1500-1	5,7037	5,8804	97,00%
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1500-2	5,7608	5,8804	97,97%
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1450-1	5,7689	5,8804	98,10%
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1450-2	5,7517	5,8804	97,81%
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1450-2	5,7761	5,8804	98,23%
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1450-1	5,7115	5,8804	97,13%
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1500-2	5,6505	5,8804	96,09%
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1500-1	5,6937	5,8804	96,83%



Şekil 4. 3 %50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ % deneysel teorik yoğunluğu

Diğer kompozisyonlardaki gibi sinterleme sıcaklığı veya sinterleme sürelerinin artmasıyla azalan su emme ve görünür porozite oranı bu numunelerde görülmemiştir. Numunelerin tartımlarından hesaplanan bulk(yığın) yoğunluğu, daha önceden hesaplanan teorik yoğunluklarıyla karşılaştırılmış ve ulaşılan yüzdeleri hesaplanmıştır.

#### 4.1.1.4 %25 Y-TZP ve %75 Mg-PSZ İçeren Numunelerin Fiziksel Test Sonuçları

%25 Y-TZP ve %75 Mg-PSZ içeren numunelerin şekillendirme işlemleri sonrasında tartımları ve sinterleme sonrasındaki tartımları ölçülmüş, bu numunelerin sinterleme sonrası % azalmaları hesaplanmış tablo 4.10'de gösterilmiştir.

Tablo 4. 10 %25 Y-TZP ve %75 Mg-PSZ İçeren Numunelerin şekillendirme sonrası ve sinterleme sonrası tartım tablosu

Numune Kodu	Şekillendirme Sonrası Tartım	Sinterleme Sıcaklığı	Sinterleme Sonrası Tartım	% Azalma
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/1500-1	6,7590	1500°C / 1 saat	6,5533	3,043%
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/1500-2	6,8079	1500°C / 2 saat	6,5816	3,324%
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/1500-2	6,7939	1500°C / 2 saat	6,5755	3,215%
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/1450-2	6,9637	1450°C / 2 saat	6,5824	5,476%
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/1450-1	6,9150	1450°C / 1 saat	6,5766	4,894%
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/1500-1	6,9354	1500°C / 1 saat	6,5920	4,951%
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/1450-1	6,9353	1450°C / 1 saat	6,5980	4,864%
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/1450-2	6,9904	1450°C / 2 saat	6,6106	5,433%



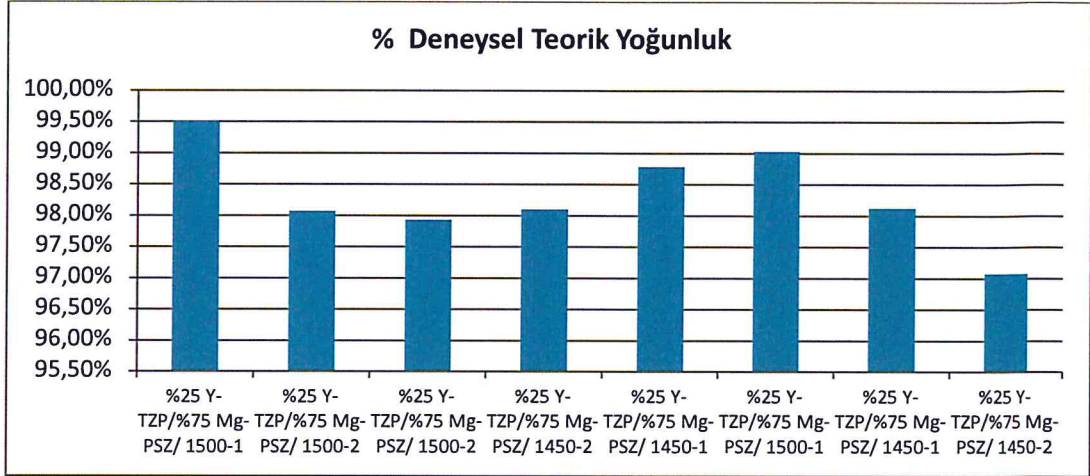
Numunelerinin sinterleme sonrasındaki tartımı, su emdirildikten sonraki yaş haldeki tartımı ve saf su içerisinde askıda tartımları tabloda verilmiştir. Numunelerin bu tartımları “ % Su Emme Oranı =  $100 \times (m_1 - m_0) / (m_0)$  ve Görünür Porozite Oranı =  $100 \times (m_1 - m_0) / (m_1 - m_2)$ ” denkleminde yerlerine konulmuştur.

**Tablo 4. 11** %25 Y-TZP ve %75 Mg-PSZ İçeren numunelerin kuru, yaş ve askıda tartım sonuçları ve % su emme ve % görünür porozite oranları

Numune Kodu	Kuru Tartım - $m_0$	Yaş Tartım - $m_1$	Askıda Tartım - $m_2$	% Su Emme	% Görünür Porozite
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/ 1500-1	6,5533	6,5695	5,4339	0,2472	1,4266
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/ 1500-2	6,5816	6,5931	5,4358	0,1747	0,9937
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/ 1500-2	6,5755	6,5851	5,4273	0,1460	0,8292
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/ 1450-2	6,5824	6,5924	5,4354	0,1519	0,8643
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/ 1450-1	6,5766	6,6014	5,4533	0,3771	2,1601
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/ 1500-1	6,5920	6,6066	5,4587	0,2215	1,2719
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/ 1450-1	6,5980	6,6124	5,4528	0,2182	1,2418
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/ 1450-2	6,6106	6,6268	5,4524	0,2451	1,3794

**Tablo 4. 12** %25 Y-TZP ve %75 Mg-PSZ İçeren Numunelerin bulk(yığın) yoğunluk ve %deneysel teorik yoğunlukları

Numune Kodu	Bulk (yığın) Yoğunluk	Teorik Yoğunluk	% Deneysel Teorik Yoğunluk
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/ 1500-1	5,7708	5,7991	99,51%
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/ 1500-2	5,6870	5,7991	98,07%
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/ 1500-2	5,6793	5,7991	97,93%
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/ 1450-2	5,6892	5,7991	98,10%
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/ 1450-1	5,7282	5,7991	98,78%
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/ 1500-1	5,7427	5,7991	99,03%
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/ 1450-1	5,6899	5,7991	98,12%
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/ 1450-2	5,6289	5,7991	97,07%



**Şekil 4. 4** %25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ % deneysel teorik yoğunluğu

%25 Y-TZP ve %75 Mg-PSZ içeren numunelerin tartımlarından hesaplanan bulk(yığın) yoğunluğu, daha önceden hesaplanan teorik yoğunluklarıyla karşılaştırılmış ve ulaşılan yüzdeleri hesaplanmıştır. Genel olarak değerlerin %97'nin üzerinde olması iyi olarak değerlendirilmiş ve en iyi sonucu %99,51 ile 1500°C ve 1 saat sinterleme süresi kullanılan numunelerden elde edilmiştir.

#### 4.1.1.5 %100 Mg-PSZ İçeren Numunelerin Fiziksel Test Sonuçları

%100 Mg-PSZ içeren numunelerin şekillendirme işlemleri sonrasında tartımları ve sinterleme sonrasındaki tartımları ölçülmüş, bu numunelerin sinterleme sonrası % azalmaları hesaplanmış tablo 4.13 de gösterilmiştir.

**Tablo 4. 13** %100 Mg-PSZ İçeren Numunelerin şekillendirme sonrası ve sinterleme sonrası tartım tablosu

Numune Kodu	Şekillendirme Sonrası Tartım	Sinterleme Sıcaklığı	Sinterleme Sonrası Tartım	% Azalma
%100 Mg-PSZ/1500-1	6,7312	1500°C / 1 saat	6,5359	2,901%
%100 Mg-PSZ/1500-2	6,6614	1500°C / 2 saat	6,4587	3,043%
%100 Mg-PSZ/1450-1	6,7170	1450°C / 1 saat	6,5139	3,024%
%100 Mg-PSZ/1450-2	6,7280	1450°C / 2 saat	6,5171	3,135%
%100 Mg-PSZ/1450-2	6,7101	1450°C / 2 saat	6,4949	3,207%
%100 Mg-PSZ/1450-1	6,7409	1450°C / 1 saat	6,5213	3,258%
%100 Mg-PSZ/1500-2	6,7498	1500°C / 2 saat	6,5438	3,052%
%100 Mg-PSZ/1500-1	6,9204	1500°C / 1 saat	6,5497	5,357%

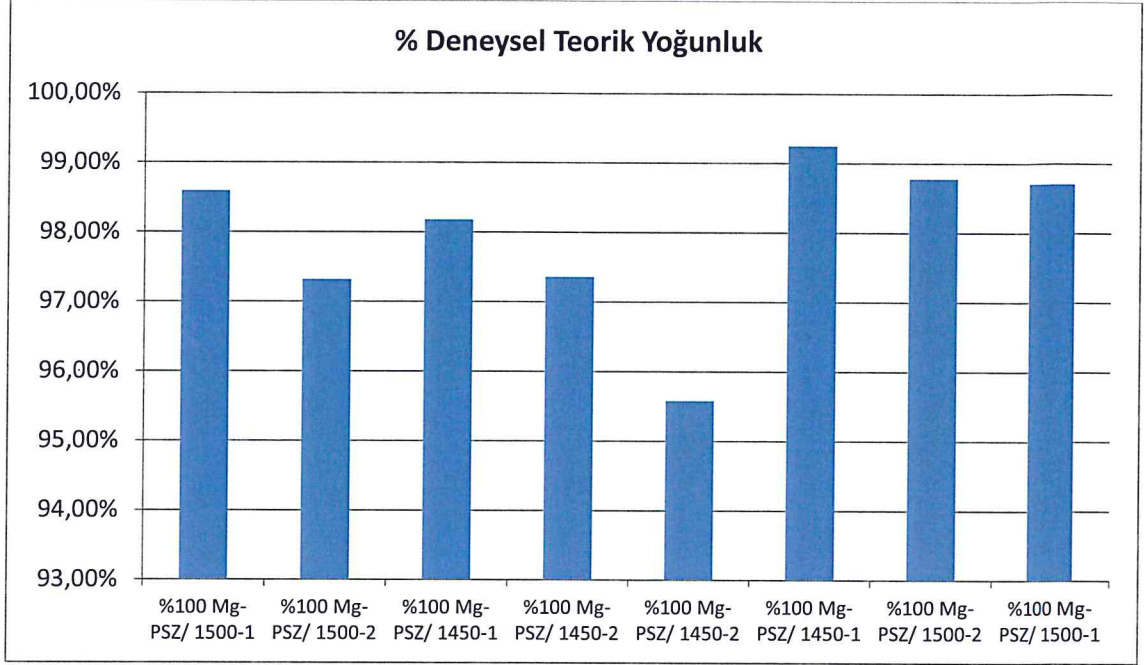
Numunelerinin sinterleme sonrasındaki tartımı, su emdirildikten sonraki yaş haldeki tartımı ve saf su içerisinde askıda tartımları tabloda verilmiştir. Numunelerin bu tartımları “ % Su Emme Oranı =  $100 \times (m_1 - m_0) / (m_0)$  ve Görünür Porozite Oranı =  $100 \times (m_1 - m_0) / (m_1 - m_2)$  ” denkleminde yerlerine konulmuştur.

**Tablo 4. 14** %100 Mg-PSZ İçeren numunelerin kuru, yaş ve askıda tartım sonuçları ve % su emme ve % görünür porozite oranları

Numune Kodu	Kuru Tartım - $m_0$	Yaş Tartım - $m_1$	Askıda Tartım - $m_2$	% Su Emme	% Görünür Porozite
%100 Mg-PSZ/1500-1	6,5359	6,5513	5,3923	0,2356	1,3287
%100 Mg-PSZ/1500-2	6,4587	6,4872	5,3270	0,4413	2,4565
%100 Mg-PSZ/1450-1	6,5139	6,5183	5,3584	0,0675	0,3793
%100 Mg-PSZ/1450-2	6,5171	6,5512	5,381	0,5232	2,9140
%100 Mg-PSZ/1450-2	6,4949	6,5547	5,3667	0,9207	5,0337
%100 Mg-PSZ/1450-1	6,5213	6,5292	5,3805	0,1211	0,6877
%100 Mg-PSZ/1500-2	6,5438	6,5747	5,4165	0,4722	2,6679
%100 Mg-PSZ/1500-1	6,5497	6,5599	5,3999	0,1557	0,8793

**Tablo 4. 15** %100 Mg-PSZ İçeren Numunelerin bulk(yığın) yoğunluk ve % deneysel teorik yoğunlukları

Numune Kodu	Bulk (yığın) Yoğunluk	Teorik Yoğunluk	% Deneysel Teorik Yoğunluk
%100 Mg-PSZ/1500-1	5,6393	5,7200	98,59%
%100 Mg-PSZ/1500-2	5,5669	5,7200	97,32%
%100 Mg-PSZ/1450-1	5,6159	5,7200	98,18%
%100 Mg-PSZ/1450-2	5,5692	5,7200	97,36%
%100 Mg-PSZ/1450-2	5,4671	5,7200	95,58%
%100 Mg-PSZ/1450-1	5,6771	5,7200	99,25%
%100 Mg-PSZ/1500-2	5,6500	5,7200	98,78%
%100 Mg-PSZ/1500-1	5,6463	5,7200	98,71%



**Şekil 4. 5** %100 Mg-PSZ % deneysel teorik yoğunluğu

%100 Mg-PSZ numunelerin tartımlarından hesaplanan bulk(yığın) yoğunluğu, daha önceden hesaplanan teorik yoğunluklarıyla karşılaştırılmış ve ulaşılan yüzdeleri hesaplanmıştır. Numunelerin en iyi sonucu %99,25 ile 1450°C ve 1 saat sinterleme süresi kullanılan numunelerden elde edilmiştir.

#### 4.1.1.6 Fiziksel Testlerin Toplu Sonuçları

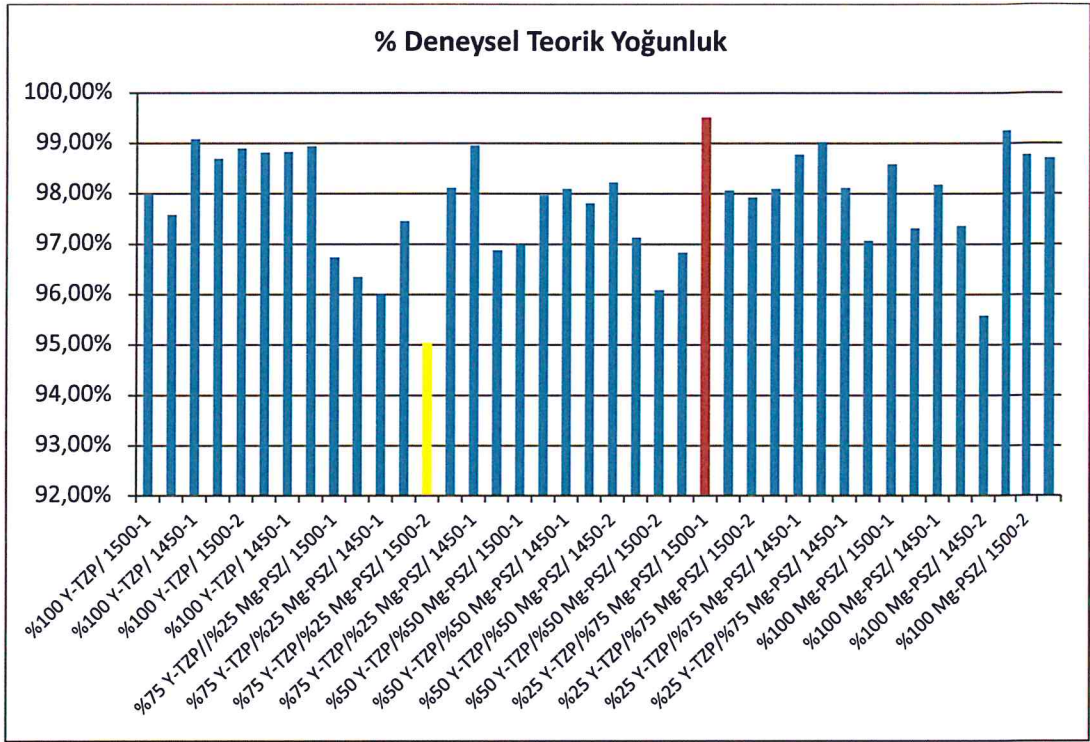
%100 Y-TZP, %75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ, %50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ, %25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ ve %100 Mg-PSZ numunelerinin değişen sinterleme sıcaklıkları (1450°C ve 1500°C) ve sinterleme sürelerine (1 saat ve 2 saat) bağlı değişen bazı fiziksel özellikleri toplu şekilde tabloda verilmiştir.

**Tablo 4. 16** Farklı oranlarda hazırlanmış Y-TZP ve Mg-PSZ İçeren Numunelerin sinterleme sıcaklığı ve sinterleme sürelerine bağlı değişen fiziksel sonuçları

Numune	% Azalma	% Deneysel Teorik Yoğunluk	% Su Emme	% Görünür Porozite
%100 Y-TZP/ 1500-1	2,469%	97,99%	0,2247	1,3323
%100 Y-TZP/ 1500-2	2,307%	97,58%	0,3943	2,3281
%100 Y-TZP/ 1450-1	2,672%	99,08%	0,1249	0,7488
%100 Y-TZP/ 1450-2	2,768%	98,70%	0,6064	3,6206
%100 Y-TZP/ 1500-2	2,281%	98,90%	0,0598	0,3579
%100 Y-TZP/ 1450-2	2,250%	98,82%	0,0956	0,5714
%100 Y-TZP/ 1450-1	2,416%	98,83%	1,0261	6,1349
%100 Y-TZP/ 1500-1	2,717%	98,94%	0,2175	1,3017

**Tablo 4. 16** Farklı oranlarda hazırlanmış Y-TZP ve Mg-PSZ İçeren Numunelerin sinterleme sıcaklığı ve sinterleme sürelerine bağlı değişen fiziksel sonuçları (Devamı)

%75 Y-TZP//%25 Mg-PSZ/ 1500-1	2,938%	96,74%	0,2727	1,5733
%75 Y-TZP//%25 Mg-PSZ/ 1500-2	3,304%	96,35%	0,2294	1,3182
%75 Y-TZP//%25 Mg-PSZ/ 1450-1	3,395%	96,02%	0,3091	1,7702
%75 Y-TZP//%25 Mg-PSZ/ 1450-2	3,079%	97,46%	0,2403	1,3969
%75 Y-TZP//%25 Mg-PSZ/ 1500-2	2,996%	95,03%	0,4791	2,7155
%75 Y-TZP//%25 Mg-PSZ// 1450-2	3,394%	98,12%	0,2832	1,6572
%75 Y-TZP//%25 Mg-PSZ/ 1450-1	3,394%	98,96%	0,1479	0,8728
%75 Y-TZP//%25 Mg-PSZ/ 1500-1	3,303%	96,88%	0,2154	1,2448
%50 Y-TZP//%50 Mg-PSZ/ 1500-1	2,878%	97,00%	0,2410	1,3748
%50 Y-TZP//%50 Mg-PSZ/ 1500-2	2,895%	97,97%	0,2144	1,2353
%50 Y-TZP//%50 Mg-PSZ/ 1450-1	3,025%	98,10%	0,1102	0,6358
%50 Y-TZP//%50 Mg-PSZ/ 1450-2	3,003%	97,81%	0,1640	0,9431
%50 Y-TZP//%50 Mg-PSZ/ 1450-2	2,676%	98,23%	0,5236	3,0242
%50 Y-TZP//%50 Mg-PSZ/ 1450-1	2,913%	97,13%	0,2132	1,2177
%50 Y-TZP//%50 Mg-PSZ/ 1500-2	2,912%	96,09%	0,3521	1,9894
%50 Y-TZP//%50 Mg-PSZ/ 1500-1	3,027%	96,83%	0,3137	1,7859
%25 Y-TZP//%75 Mg-PSZ/ 1500-1	3,043%	99,51%	0,2472	1,4266
%25 Y-TZP//%75 Mg-PSZ/ 1500-2	3,324%	98,07%	0,1747	0,9937
%25 Y-TZP//%75 Mg-PSZ/ 1500-2	3,215%	97,93%	0,1460	0,8292
%25 Y-TZP//%75 Mg-PSZ/ 1450-2	5,476%	98,10%	0,1519	0,8643
%25 Y-TZP//%75 Mg-PSZ/ 1450-1	4,894%	98,78%	0,3771	2,1601
%25 Y-TZP//%75 Mg-PSZ/ 1500-1	4,951%	99,03%	0,2215	1,2719
%25 Y-TZP//%75 Mg-PSZ/ 1450-1	4,864%	98,12%	0,2182	1,2418
%25 Y-TZP//%75 Mg-PSZ/ 1450-2	5,433%	97,07%	0,2451	1,3794
%100 Mg-PSZ/ 1500-1	2,901%	98,59%	0,2356	1,3287
%100 Mg-PSZ/ 1500-2	3,043%	97,32%	0,4413	2,4565
%100 Mg-PSZ/ 1450-1	3,024%	98,18%	0,0675	0,3793
%100 Mg-PSZ/ 1450-2	3,135%	97,36%	0,5232	2,9140
%100 Mg-PSZ/ 1450-2	3,207%	95,58%	0,9207	5,0337
%100 Mg-PSZ/ 1450-1	3,258%	99,25%	0,1211	0,6877
%100 Mg-PSZ/ 1500-2	3,052%	98,78%	0,4722	2,6679
%100 Mg-PSZ/ 1500-1	5,357%	98,71%	0,1557	0,8793



**Şekil 4. 6** Numunelerin toplu % deneysel teorik yoğunluğu

Farklı oranlarda hazırlanan numuneler arasında en düşük su emme oranına 0,0598 ile 1500°C / 2 saat sinterlenmiş bir %100 Y-TZP numunesi, en yüksek su emme oranı ise 1,0261 ile 1450°C / 1 saat sinterlenmiş %100 Y-TZP numunelerinde görülmüştür. Su emme oranına paralel olarak, görünür porozite oranları da aynı numunelerde görülmüştür. Görünür porozite oranları 6,1349 ile 1450°C / 1 saat sinterlenmiş %100 Y-TZP numunesinde en yüksek, 0,3579 ile 1500°C / 2 saat sinterlenmiş bir %100 Y-TZP numunesinde en düşük orana ulaşıldığı görülmüştür.

Sinterleme sonrası azalma olarak incelendiğinde en düşük oranda azalma 2,250% ile 1450°C / 2 saat sinterlenmiş bir %100 Y-TZP numunesinde, en yüksek oranda azalma ise 5,476% ile 1450°C / 2 saat sinterlenmiş bir %25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ numunesinde görülmüştür. En yüksek teorik yoğunluk oranı 99,51% ile 1500°C / 1 saat sinterlenmiş %25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ numunesinde, en düşük teorik yoğunluk ise 95,03% ile 1500°C / 2 saat sinterlenmiş bir %75 Y-TZP/%75 Mg-PSZ numunesinde görülmüştür.

#### 4.1.2 Sertlik ve Kırılma Tokluğu Testlerinin Sonuçları

Pres ile şekillendirilen numuneler, 1450-1500°C sıcaklık, 1-2 saat süreyle sinterlenmiştir. Numuneler sinterlendikten sonra sertlik değerleri bulunmak üzere ilk olarak bakalite alınmıştır. Bakalite alınan numuneler zımparalama işleminden geçirilmiş

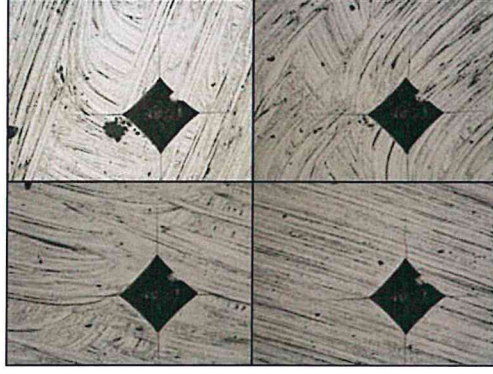
ve parlatma yapılmıştır. Numunelerin Vickers sertlikleri bulunulması için tepe açışı  $136^\circ$  olan elmas piramit uç kullanılmış ve 10 ve 30 kg yük numunelerin üzerine batırılmıştır. Batırılan ucun numunede bıraktığı izin köşegen ölçüleri bulunmuş ve bu değerler kullanılarak Vickers sertlik değerleri ölçülmüştür. Numunenin 4 farklı noktası üzerinden alınan sertlik değerleri hesaplanmış ve bu değerlerin ortalaması alınmıştır.

Numunelerin kırılma tokluğu hesaplanması ise üzerine batırılan elmas ucun yüzeyde bıraktığı izin köşelerinde ilerleyen çatlakların boyları ölçülmüş ve Niihara kırılma tokluğu denklemine yerine konularak hesaplanmıştır. Numune üzerinde oluşturulan izlerin, 3 farklı noktadan elde edilen çatlak boyları denkleme konularak hesaplanmış ve kırılma tokluğu bu üç değerlerin ortalaması alınarak hesaplanmıştır.

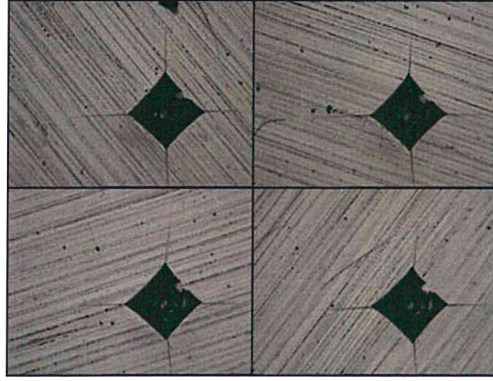
#### 4.1.2.1 %100 Y-TZP Numunelerinin Sertlik ve Kırılma Tokluğu Test Sonuçları

**Tablo 4. 17** 1450-1500°C 1-2 saat sinterlenmiş %100 Y-TZP numunelerinin sertlik (HV) ve kırılma tokluğu sonuçları ( $K_{IC}$ )

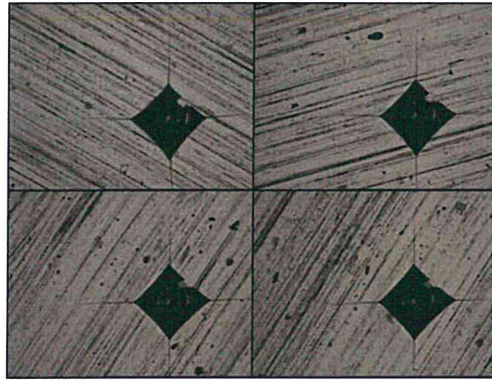
Numune	Çatlak boyları		Çatlak boyları		Çatlak boyları		Ort. Sertlik-HV	Ort. Kırılma Tokluğu- $K_{IC}$
%100 Y-TZP/1500/1	181,6	154,5	151,9	153,7	128,3	144,1	12,21 GPa	5,79 MPa.m <sup>1/2</sup>
	165	171,1	169,4	172	145,8	124		
%100 Y-TZP/1500/2	173,7	143,2	156,3	141,4	161,5	135,3	12,02 GPa	5,84 MPa.m <sup>1/2</sup>
	152,8	151,9	157,1	137,9	140,6	157,1		
%100 Y-TZP/1450/2	144,1	157,1	165	148,4	186,8	170,2	12,26 GPa	5,78 MPa.m <sup>1/2</sup>
	139,7	165	133,6	156,3	144,1	151,9		
%100 Y-TZP/1450/1	180,7	142,3	193,8	185,1	185,1	180,7	12,31 GPa	5,42 MPa.m <sup>1/2</sup>
	189,4	184,2	168,5	144,1	176,4	185,1		



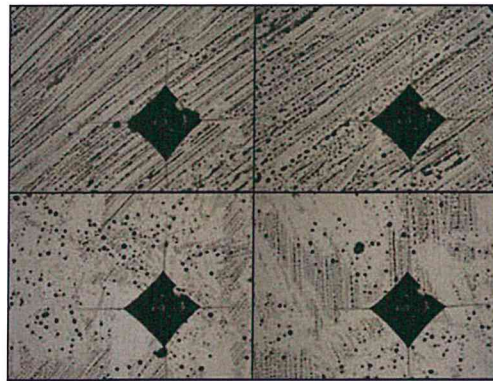
Şekil 4. 7 %100 Y-TZP/1500/1 numunesi Vickers Sertlik görüntüleri



Şekil 4. 8 %100Y-TZP/1500/2 numunesi Vickers Sertlik görüntüleri

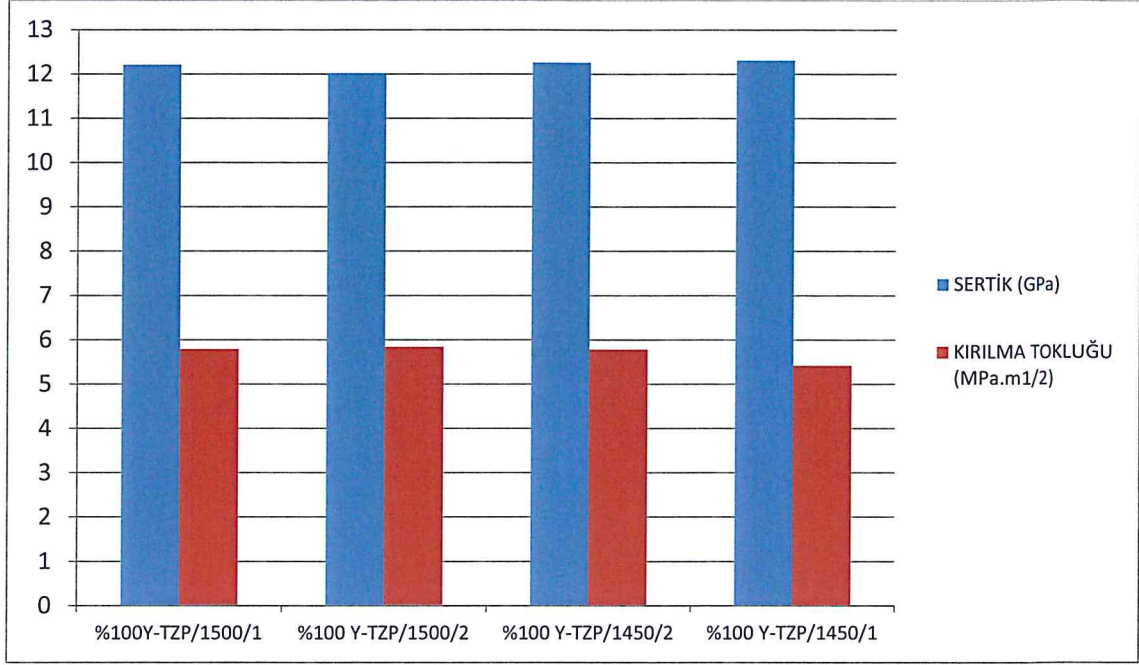


Şekil 4. 9 %100Y-TZP/1450/2 numunesi Vickers Sertlik görüntüleri



Şekil 4. 10 %100Y-TZP/1450/1 numunesi Vickers Sertlik görüntüleri





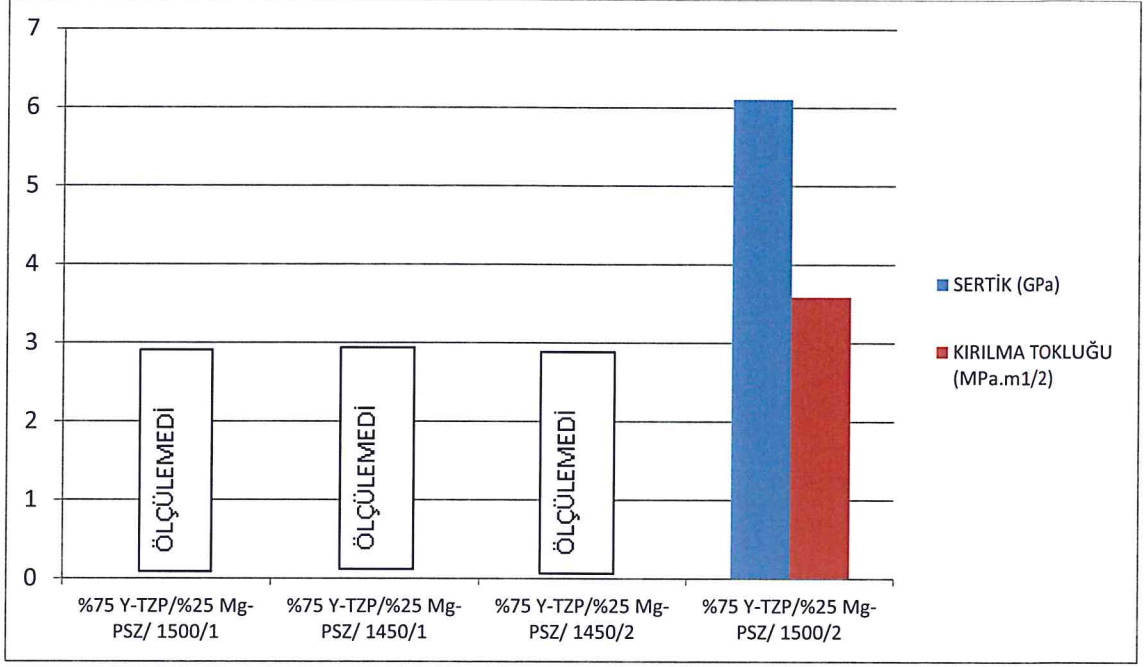
Şekil 4. 11 %100 Y-TZP sertlik ve kırılma tokluğu

1450-1500°C 1-2 saat sinterlenmiş %100 Y-TZP numunelerinin sertlik ve kırılma tokluğunu ölçmek için 30 kg yük numunelerin üzerine batırılmıştır. Vickers Sertlik ölçümlerinde elde edilen görüntüler şekil 4.7, şekil 4.8, şekil 4.9 ve şekil 4.10'da gösterilmiştir. Her bir numuneden 4 adet sertlik alınmış olup tablo 4.16'da alınan 4 ölçümden 3'ünün ortalamaları gösterilmiştir. En yüksek sertlik %100 Y-TZP/1450/1 12,31 GPa, en yüksek kırılma tokluğu ise %100 Y-TZP/1500/2 5,84 MPa.m<sup>1/2</sup> ulaştığı görülmüştür.

#### 4.1.2.2 %75 Y-TZP ve %25 Mg-PSZ İçeren Numunelerin Sertlik ve Kırılma Tokluğu Test Sonuçları

Tablo 4. 18 1450-1500°C 1-2 saat sinterlenmiş %75 Y-TZP ve %25 Mg-PSZ numunelerinin sertlik (HV) ve kırılma tokluğu sonuçları (K<sub>IC</sub>)

Numune	Çatlak boyları		Çatlak boyları		Çatlak boyları		Ort. Sertlik-HV	Ort. Kırılma Tokluğu-K <sub>IC</sub>
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1500/1	-	-	-	-	-	-	-	-
	-	-	-	-	-	-		
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1450/1	-	-	-	-	-	-	-	-
	-	-	-	-	-	-		
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1450/2	-	-	-	-	-	-	-	-
	-	-	-	-	-	-		
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1500/2	227	55,9	154,5	181,6	35,8	175,5	6,11 GPa	3,59 MPa.m <sup>1/2</sup>
	98,7	136,2	96	226,1	91,7	103		



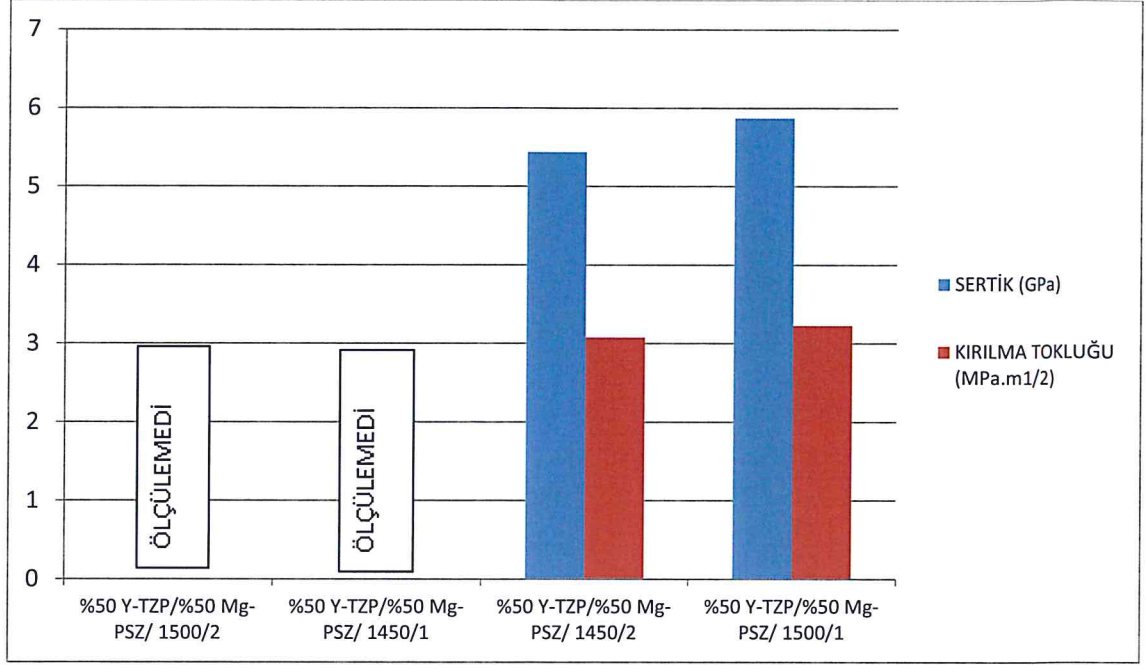
Şekil 4. 12 %75 Y-TZP/%50 Mg-PSZ sertlik ve kırılma tokluğu

1450-1500°C 1-2 saat sinterlenmiş %75 Y-TZP ve %25 Mg-PSZ numunelerinin sertlik ve kırılma tokluğunu ölçmek için 10 kg yük numunelerin üzerine batırılmıştır. %75 Y-TZP/1500/1, %75 Y-TZP/1450/1, %75 Y-TZP/1450/2 numunelerin parçalanması sebebiyle değer alınamamıştır. %75 Y-TZP/1500/2 sonucu Tablo 4.18'de gösterilmiştir. Tabloda da gösterildiği gibi %75 Y-TZP/1500/2 sertlik değeri 6,11 GPa, kırılma tokluğu değeri 3,59 MPa.m<sup>1/2</sup> şeklinde sonuç elde edilmiştir.

#### 4.1.2.3 %50 Y-TZP ve %50 Mg-PSZ İçeren Numunelerin Sertlik ve Kırılma Tokluğu Test Sonuçları

Tablo 4. 19 1450-1500oC 1-2 saat sinterlenmiş %50 Y-TZP ve %50 Mg-PSZ numunelerinin sertlik (HV) ve kırılma tokluğu sonuçları (KIC)

Numune	Çatlak boyları		Çatlak boyları		Çatlak boyları		Ort. Sertlik-HV	Ort. Kırılma Tokluğu-K <sub>IC</sub>
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1500/2	-	-	-	-	-	-	-	-
	-	-	-	-	-	-		
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1450/1	-	-	-	-	-	-	-	-
	-	-	-	-	-	-		
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1450/2	195,6	188,6	108,3	129,2	154,5	176,4	5,44 GPa	3,08 MPa.m <sup>1/2</sup>
	118,7	174,6	144,9	154,5	149,3	200,8		
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1500/1	68,1	131,8	151	101,3	266,3	140,3	5,87 GPa	3,23 MPa.m <sup>1/2</sup>
	117,9	124,8	111,7	170,2	330	163,3		



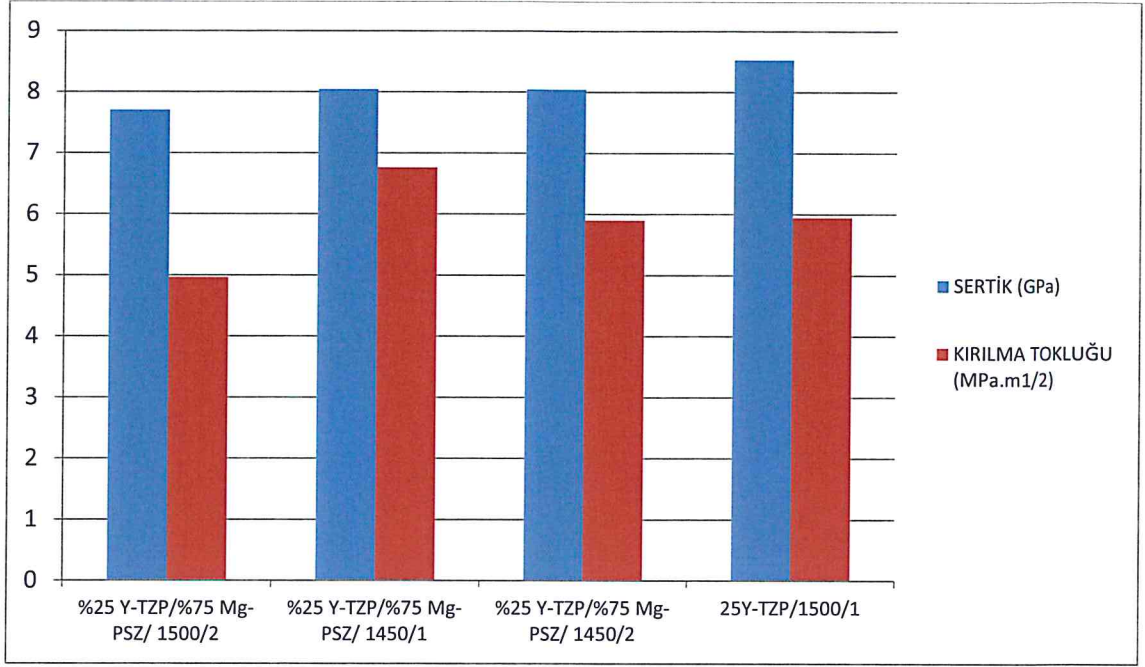
Şekil 4. 13 %50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ sertlik ve kırılma tokluğu

1450-1500°C 1-2 saat sinterlenmiş %50 Y-TZP ve %50 Mg-PSZ numunelerinin sertlik ve kırılma tokluğunu ölçmek için 10 kg yük numunelerin üzerine batırılmıştır. %50 Y-TZP/1500/2, %50 Y-TZP/1450/1 numunelerin parçalanması sebebiyle değer alınamamıştır. Değer alınan %50 Y-TZP/1450/2 ve %50 Y-TZP/1500/1 sonuçları Tablo 4.19'da gösterilmiştir. En yüksek sertlik %50 Y-TZP/1500/1 5,87 GPa, en yüksek kırılma tokluğu ise %50 Y-TZP/1500/1 3,23 MPa.m<sup>1/2</sup> ulaştığı görülmüştür.

#### 4.1.2.4 %25 Y-TZP ve %75 Mg-PSZ İçeren Numunelerin Sertlik ve Kırılma Tokluğu Test Sonuçları

Tablo 4. 20 1450-1500oC 1-2 saat sinterlenmiş %25 Y-TZP ve %75 Mg-PSZ numunelerinin sertlik (HV) ve kırılma tokluğu sonuçları (KIC)

Numune	Çatlak boyları		Çatlak boyları		Çatlak boyları		Ort. Sertlik-HV	Ort. Kırılma Tokluğu-K <sub>IC</sub>
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/ 1500/2	63,7	82,1	52,4	59,4	24,4	56,7	7,70 GPa	4,96 MPa.m <sup>1/2</sup>
	78,6	169,4	39,3	49,8	114,4	63,7		
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/ 1450/1	91,7	67,2	117,9	58,5	143,2	168,5	8,04 GPa	6,76 MPa.m <sup>1/2</sup>
	99,5	106,5	106,5	106,5	103	137,9		
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/ 1450/2	162,4	146,7	174,6	78,6	199,1	131,8	8,04 GPa	5,90 MPa.m <sup>1/2</sup>
	128,3	157,1	126,6	159,8	104,8	110		
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/ 1500/1	113,5	117,9	151,9	153,7	158	176,4	8,53 GPa	5,95 MPa.m <sup>1/2</sup>
	131	149,3	110,9	130,1	178,1	95,2		



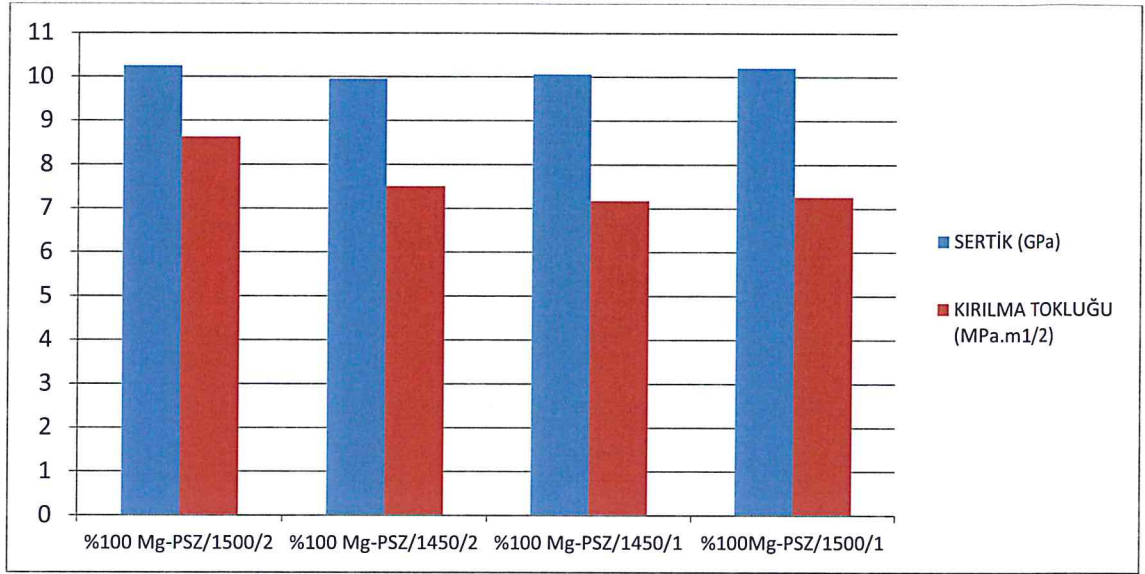
Şekil 4. 14 %25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ sertlik ve kırılma tokluğu

1450-1500°C 1-2 saat sinterlenmiş %25 Y-TZP ve %75 Mg-PSZ numunelerinin sertlik ve kırılma tokluğunu ölçmek için %25 Y-TZP/1500/2 numunesi için 10 kg, %25 Y-TZP/1450/1, %25 Y-TZP/1450/2 ve %25 Y-TZP/1500/1 numuneleri için 30 kg yük numuneler üzerine batırılmıştır. Sonuçlar Tablo 4.20'de gösterilmiştir. En yüksek sertlik %25 Y-TZP/1500/1 8,53 GPa, en yüksek kırılma tokluğu ise %25 Y-TZP/1500/1 5,95 MPa.m<sup>1/2</sup> ulaştığı görülmüştür.

#### 4.1.2.5 %100 Mg-PSZ Numunelerinin Sertlik ve Kırılma Tokluğu Test Sonuçları

Tablo 4. 21 1450-1500°C 1-2 saat sinterlenmiş %100 Mg-PSZ numunelerinin sertlik (HV) ve kırılma tokluğu sonuçları (KIC)

Numune	Çatlak boyları			Çatlak boyları			Ort. Sertlik-HV	Ort. Kırılma Tokluğu-K <sub>IC</sub>
	48	67,2	143,2	71,6	64,6	43,7		
%100 Mg-PSZ/1500/2	66,4	69,8	72,5	51,5	96	54,1	10,25 GPa	8,63 MPa.m <sup>1/2</sup>
	95,2	90,8	110,9	115,2	100,4	98,7		
%100 Mg-PSZ/1450/2	101,3	95,2	69	91,7	74,2	75,1	9,95 GPa	7,50 MPa.m <sup>1/2</sup>
	66,4	69,8	165,9	100,4	105,6	83,8		
%100 Mg-PSZ/1450/1	186	84,7	62	79,4	97,8	142,8	10,06 GPa	7,17 MPa.m <sup>1/2</sup>
	97,8	92,5	135,3	93,4	75,1	88,2		
%100 Mg-PSZ/1500/1	103,9	71,6	127,5	88,2	95,2	91,7	10,21 GPa	7,26 MPa.m <sup>1/2</sup>



Şekil 4. 15 100 Mg-PSZ sertlik ve kırılma tokluğu

1450-1500°C 1-2 saat sinterlenmiş %100 Mg-PSZ numunelerinin sertlik ve kırılma tokluğunu ölçmek için 25Y-TZP/1500/2 numuneleri için 30 kg yük numunelerin üzerine batırılmıştır. Sonuçlar Tablo 4.21'de gösterilmiştir. En yüksek sertlik 100Mg-PSZ/1500/2 10,25 GPa, en yüksek kırılma tokluğu ise 100Mg-PSZ/1500/2 8,63 MPa.m<sup>1/2</sup> ulaştığı görülmüştür.

#### 4.1.2.6 Sertlik ve Kırılma Tokluğu Testlerinin Toplu Sonuçları

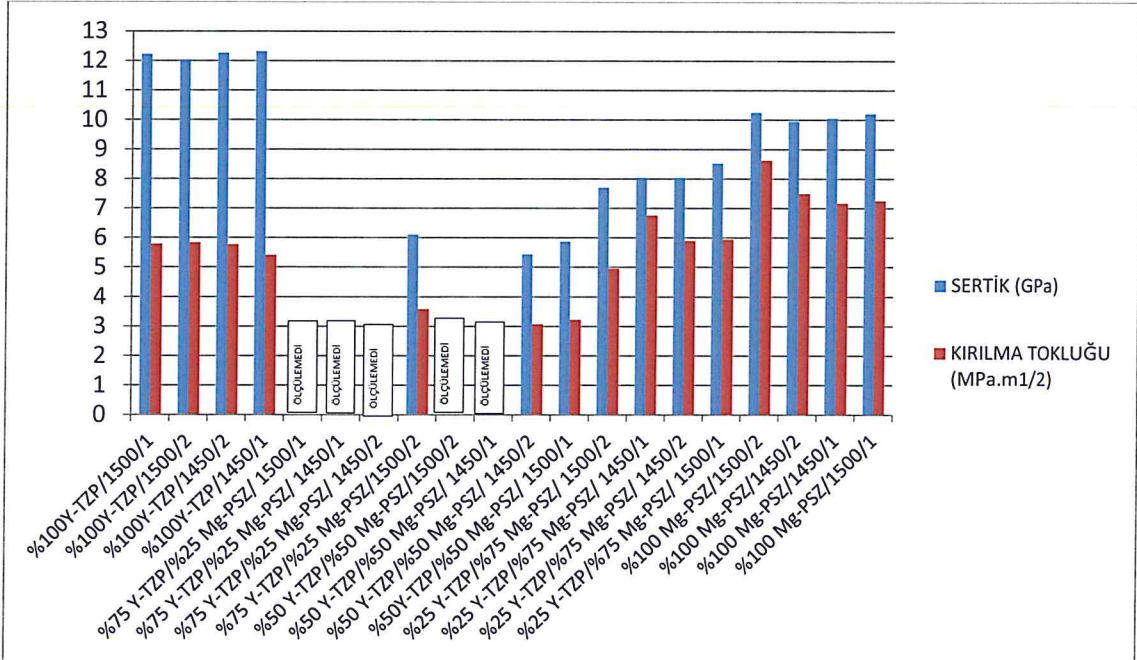
1450°C ve 1500°C sinterleme sıcaklıkları, 1 ve 2 saat sinterleme süreleriyle hazırlanmış olan %100 Y-TZP, %75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ, %50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ, %25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ, %100Mg-PSZ numunelerinin sertlik ve kırılma tokluğu testlerinin sonuçları verilmiştir.

Tablo 4. 22 Sertlik ve Kırılma Tokluğu Testlerinin Toplu Sonuçları

Numune	Sertlik (HV) GPa	Ort. Sertlik	Kırılma tokluğu (K <sub>1C</sub> ) MPa.m <sup>1/2</sup> Bhat	Kırılma tokluğu (K <sub>1C</sub> ) MPa.m <sup>1/2</sup> Clarles-evans	Kırılma tokluğu (K <sub>1C</sub> ) MPa.m <sup>1/2</sup> Niihara	Ort. Kırılma Tokluğu
%100Y-TZP/1500/1	12,21	12,20	5,79	5,23	5,79	5,71
%100Y-TZP/1500/2	12,02		5,84	5,30	5,84	
%100Y-TZP/1450/2	12,26		5,78	5,22	5,78	
%100Y-TZP/1450/1	12,31		5,42	4,64	5,42	
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1500/1	0,00	6,11	0,00	0,00	0,00	3,59
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1450/1	0,00		0,00	0,00	0,00	
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/ 1450/2	0,00		0,00	0,00	0,00	
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ/1500/2	6,11		3,59	2,57	3,59	

**Tablo 4. 22** Sertlik ve Kırılma Tokluğu Testlerinin Toplu Sonuçları (Devamı)

%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/1500/2	0,00	5,65	0,00	0,00	0,00	3,16
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1450/1	0,00		0,00	0,00	0,00	
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1450/2	5,44		3,08	1,89	3,08	
%50Y-TZP/%50 Mg-PSZ/ 1500/1	5,87		3,23	2,08	3,23	
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/ 1500/2	7,70	8,08	4,96	4,14	4,96	5,89
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/ 1450/1	8,04		6,76	6,05	6,76	
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/ 1450/2	8,04		5,90	4,98	5,90	
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ/ 1500/1	8,53		5,95	5,11	5,95	
%100 Mg-PSZ/1500/2	10,25	10,12	8,63	8,77	8,63	7,64
%100 Mg-PSZ/1450/2	9,95		7,50	7,34	7,50	
%100 Mg-PSZ/1450/1	10,06		7,17	6,90	7,17	
%100 Mg-PSZ/1500/1	10,21		7,27	7,12	7,26	

**Şekil 4. 16** Numunelerin toplu sertlik ve kırılma tokluğu

Numunelerin ortalama sertlik ve kırılma tokluklarına bakıldığında en yüksek ortalama sertlik 12,20 GPa ile %100 Y-TZP görülmüştür. En düşük sertlik ortalaması ise %50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ numunelerinde 5,65 GPa ile ölçülmüştür.

Numunelerde en yüksek sertlik değerine 12,31 GPa ile %100 Y-TZP/1450/1 numunesinde ulaşılmıştır. En düşük sertlik değeri ise %50 Y-TZP/1450/2 numunesinde 5,44 GPa ile değerine ulaşılmıştır.

Numunelerin kırılma tokluklarına bakıldığında 3,08 MPa.m<sup>1/2</sup> ile %50 Y-TZP/1450/2 en düşük değer görülmüştür. 8,63 MPa.m<sup>1/2</sup> ile %100 Mg-PSZ/1500/2 numunede en yüksek kırılma tokluğu değeri görülmüştür.

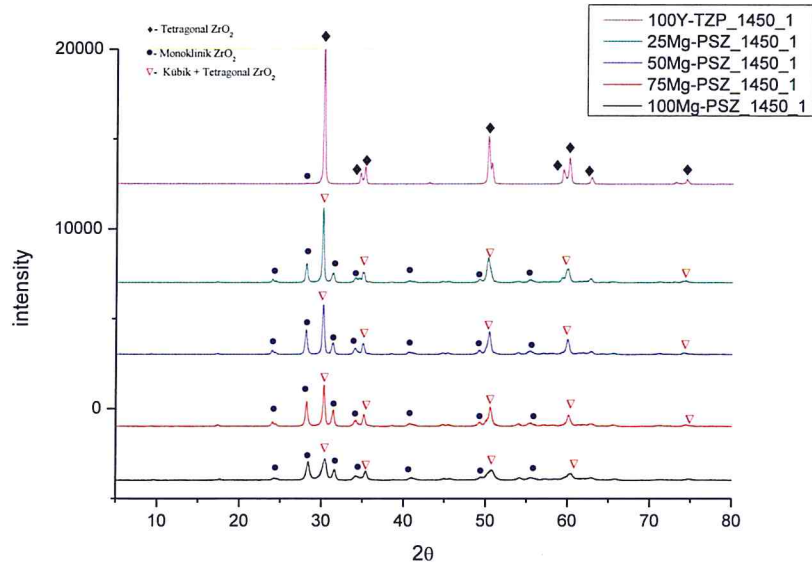
Kırılma tokluğu ortalamalarına baktığımızda en yüksek kırılma tokluğu 7,64 MPa.m<sup>1/2</sup> değeri ile %100 Mg-PSZ'de görülmüş, en düşük kırılma tokluğu 3,16 MPa.m<sup>1/2</sup> %50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ'de görülmüştür.

### 4.1.3 X-ışınları Difraksiyonu(XRD) Faz Analiz Sonuçları

#### 4.1.3.1 Sinterleme Sıcaklıklarına göre XRD Sonuçları ve Faz Analizi

XRD için hazırlanan numunelerin  $5^{\circ} \leq 2\theta \leq 80^{\circ}$  tarama aralığı 2°/dakika tarama hızı ile analizleri yapılmıştır. Sinterleme sıcaklıklarına göre elde edilen XRD grafikleri aşağıda verilmiş ve fazların tespiti yapılarak tetragonal+kübik-monoklinik fazların oranları hesaplanmıştır.

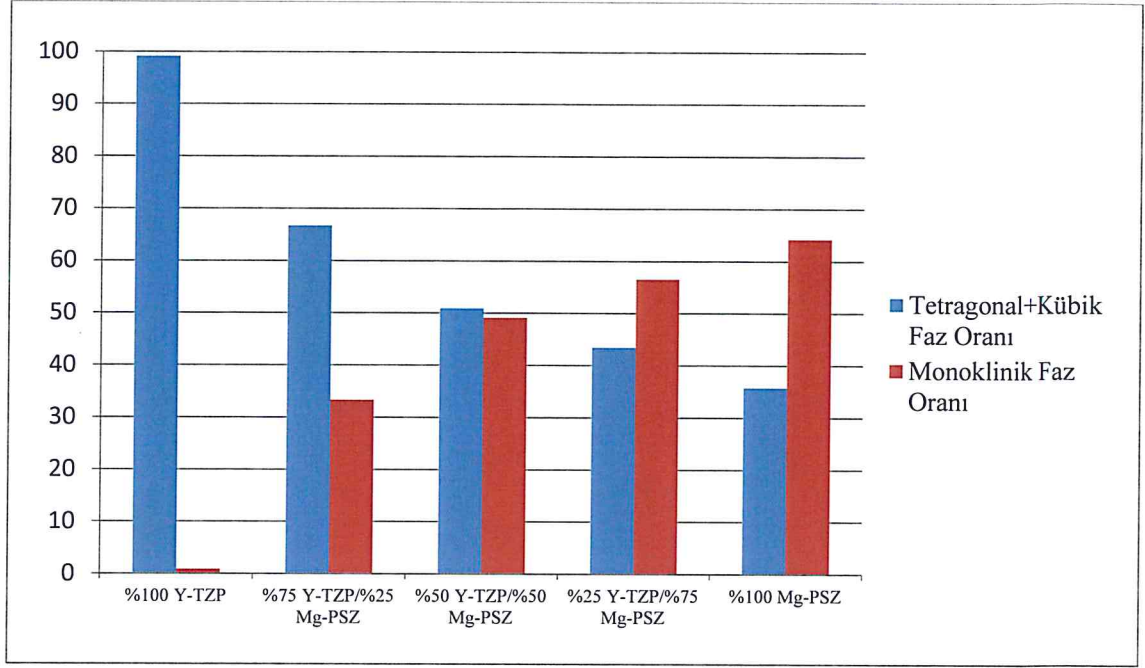
##### 4.1.3.1.1 1450°C/1 saat sinterlenmiş numunelerin XRD sonuçları



Şekil 4. 17 1450°C - 1 Saat Sinterlenmiş Numunelerin XRD Grafiği

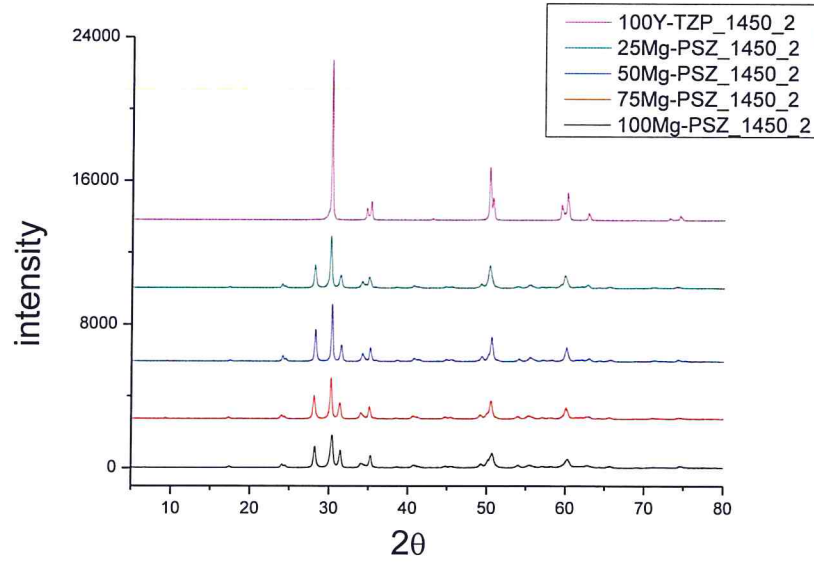
Tablo 4. 23 1450°C - 1 Saat Sinterlenen Numunelerin Faz Oranları

	Sinterleme	Tetragonal+Kübik Faz Oranı	Monoklinik Faz Oranı
%100 Y-TZP	1450/1	99,15	0,85
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ	1450/1	66,68	33,32
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ	1450/1	50,88	49,12
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ	1450/1	43,47	56,53
%100 Mg-PSZ	1450/1	35,78	64,22



Şekil 4. 18 1450°C - 1 Saat Sinterlenen Numunelerin Faz Oranları Grafiği

#### 4.1.3.1.2 1450°C/2 saat sinterlenmiş numunelerin XRD sonuçları

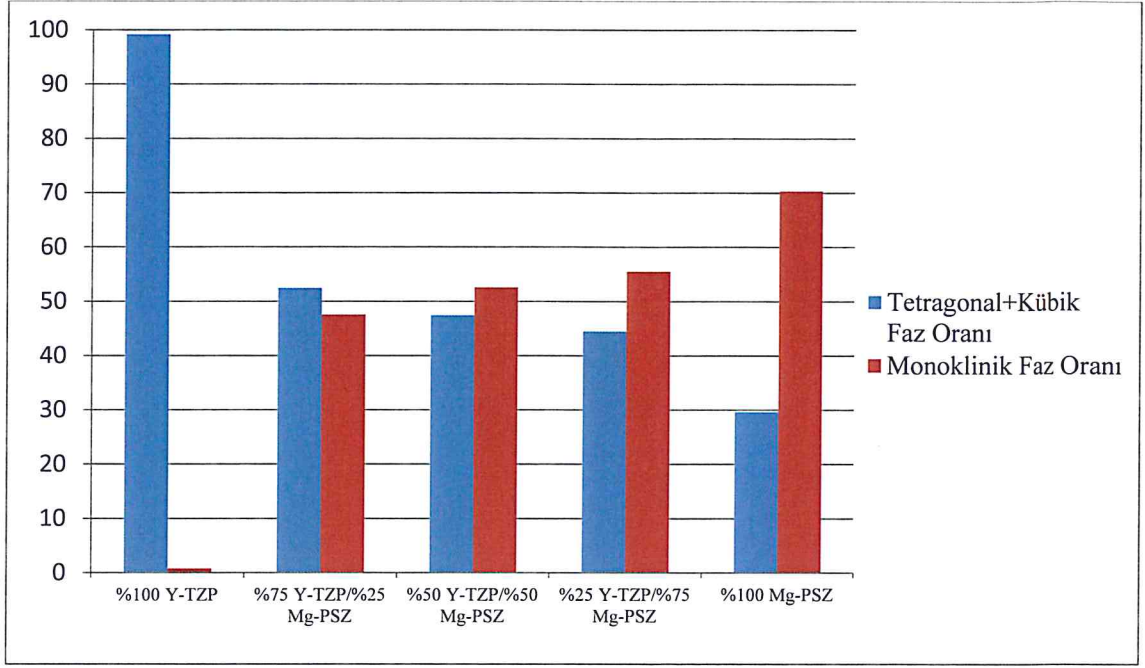


Şekil 4. 19 1450°C - 2 Saat Sinterlenmiş Numunelerin XRD Grafiği

Tablo 4. 24 1450°C - 2 Saat Sinterlenen Numunelerin Faz Oranları

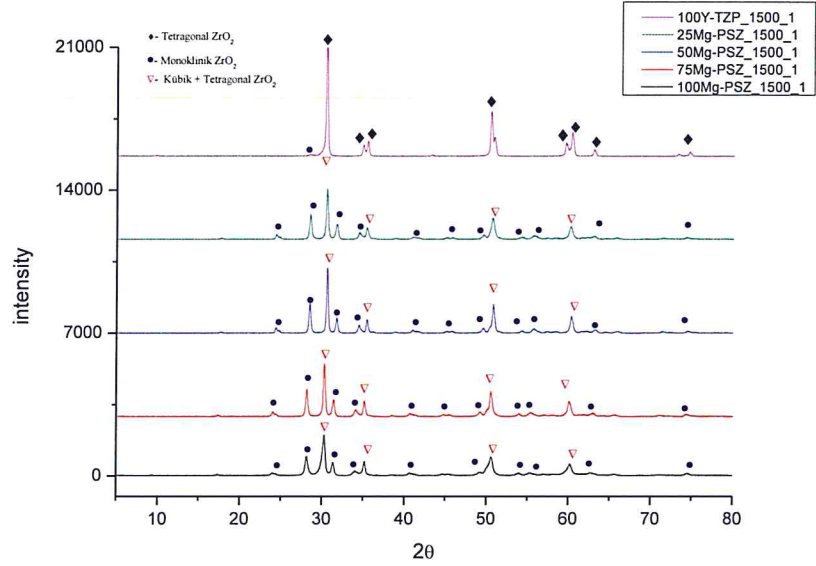
	Sinterleme	Tetragonal+Kübik Faz Oranı	Monoklinik Faz Oranı
%100 Y-TZP	1450/2	99,21	0,78
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ	1450/2	52,44	47,56
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ	1450/2	47,45	52,55
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ	1450/2	44,46	55,54
%100 Mg-PSZ	1450/2	29,66	70,34





Şekil 4. 20 1450°C - 2 Saat Sinterlenen Numunelerin Faz Oranları Grafiği

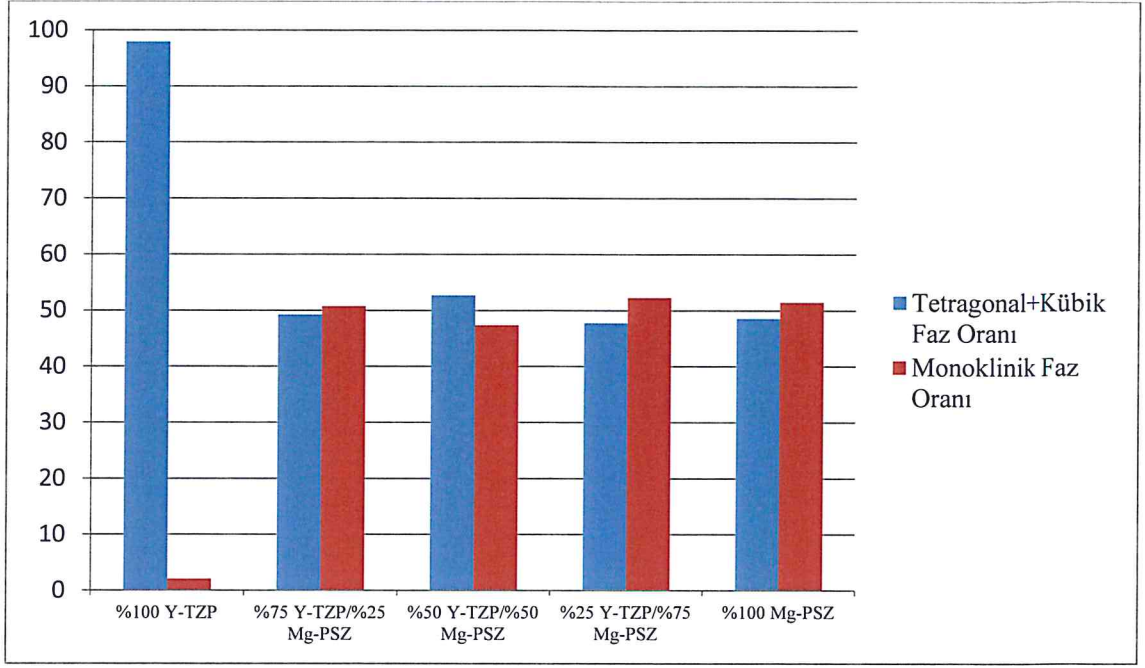
#### 4.1.3.1.3 1500°C/1 saat sinterlenmiş numunelerin XRD sonuçları



Şekil 4. 21 1500°C - 1 Saat Sinterlenmiş Numunelerin XRD Grafiği

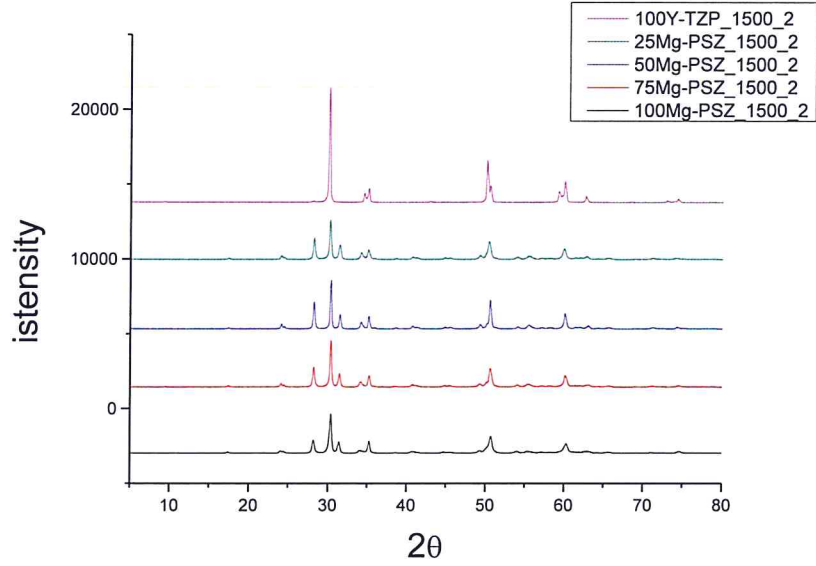
Tablo 4. 25 1500°C - 1 Saat Sinterlenen Numunelerin Faz Oranları

	Sinterleme	Tetragonal+kübik faz oranı	Monoklinik faz oranı
%100 Y-TZP	1500/1	97,92	2,08
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ	1500/1	49,26	50,74
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ	1500/1	52,64	47,36
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ	1500/1	47,74	52,26
%100 Mg-PSZ	1500/1	48,56	51,44



Şekil 4. 22 1500°C - 1 Saat Sinterlenen Numunelerin Faz Oranları Grafiği

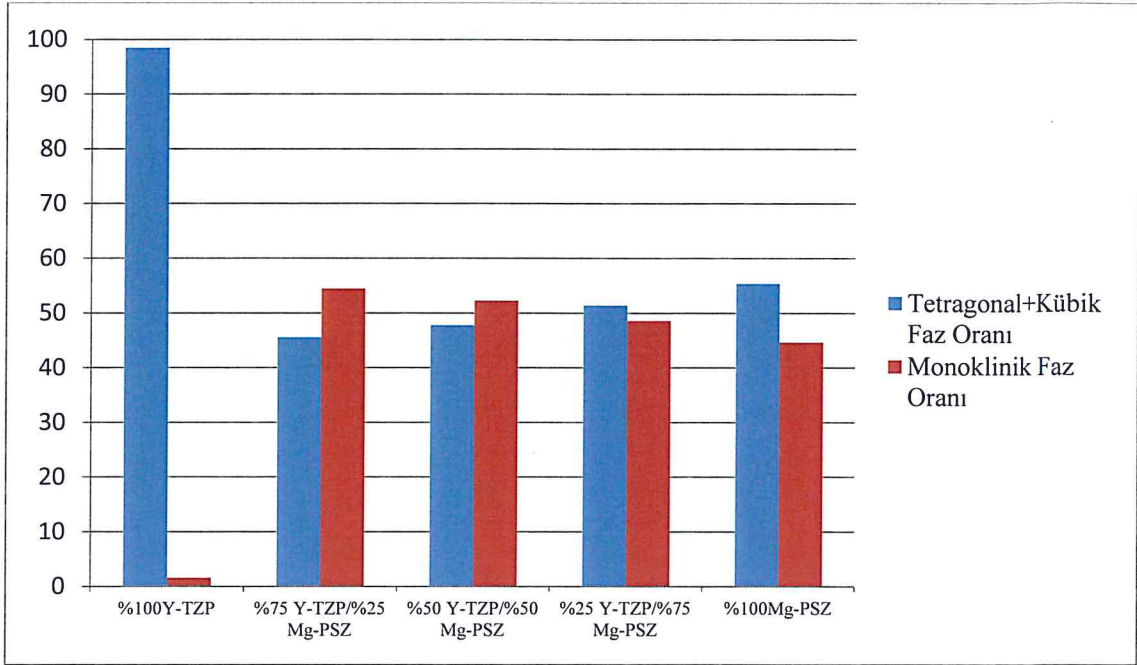
#### 4.1.3.1.4 1500°C/2 saat sinterlenmiş numunelerin XRD sonuçları



Şekil 4. 23 1500°C - 2 Saat Sinterlenmiş Numunelerin XRD Grafiği

Tablo 4. 26 1500°C - 2 Saat Sinterlenen Numunelerin Faz Oranları

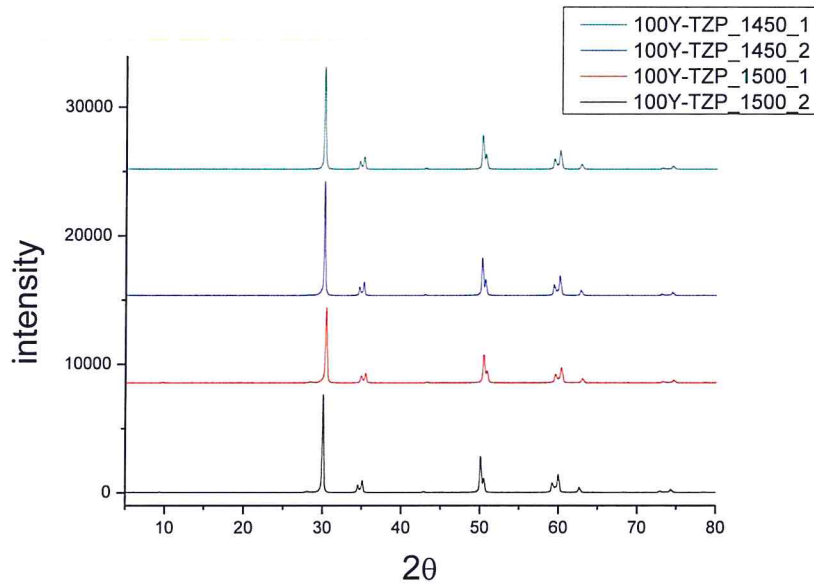
	Sinterleme	Tetragonal+Kübik Faz Oranı	Monoklinik Faz Oranı
%100Y-TZP	1500/2	98,43	1,56
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ	1500/2	45,54	54,45
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ	1500/2	47,75	52,25
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ	1500/2	51,41	48,59
%100Mg-PSZ	1500/2	55,35	44,65



Şekil 4. 24 1500°C - 2 Saat Sinterlenen Numunelerin Faz Oranları Grafiği

#### 4.1.3.2 Kompozisyona Bağlı XRD Sonuçları ve Faz Analizi

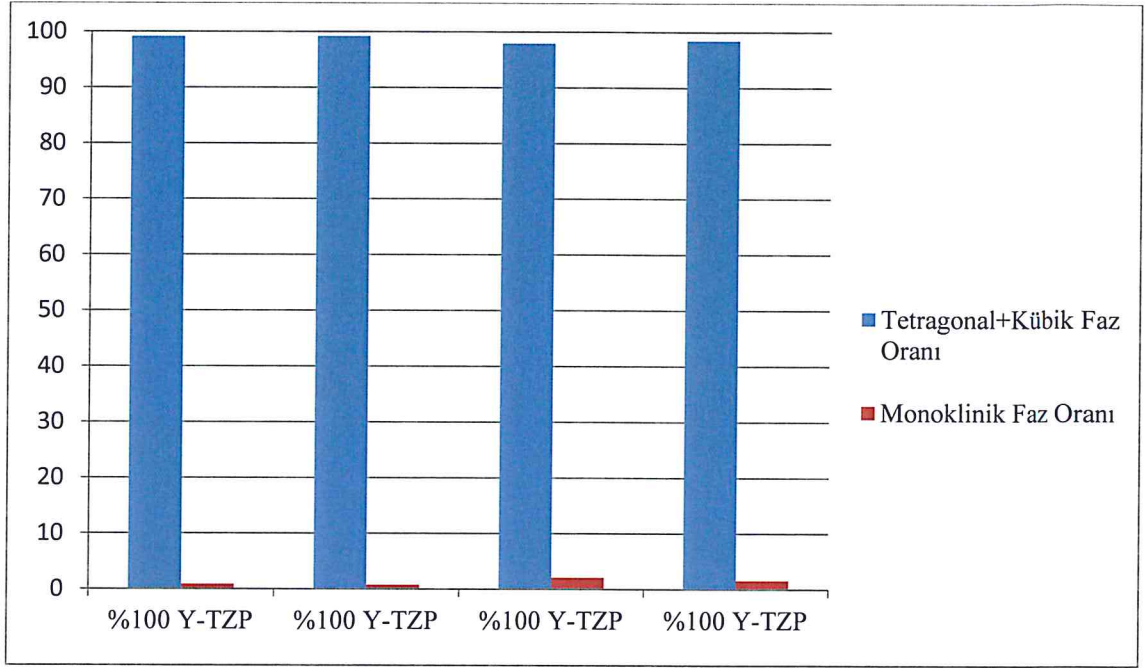
##### 4.1.3.2.1 %100Y-TZP XRD sonuçları



Şekil 4. 25 %100Y-TZP XRD Grafiği

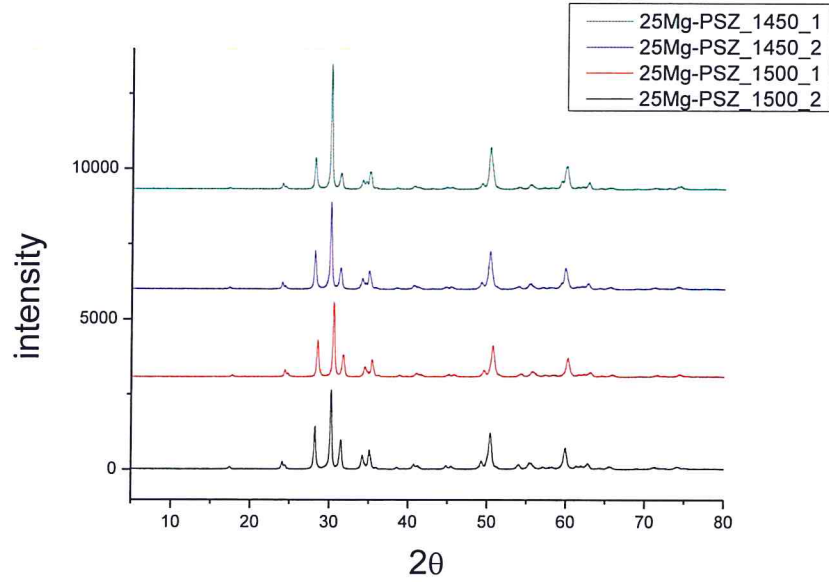
Tablo 4. 27 100Y-TZP Numunelerin Faz Oranları

	Sinterleme	Tetragonal+Kübik Faz Oranı	Monoklinik Faz Oranı
%100 Y-TZP	1450/1	99,15	0,85
%100 Y-TZP	1450/2	99,21	0,78
%100 Y-TZP	1500/1	97,92	2,08
%100 Y-TZP	1500/2	98,43	1,57



Şekil 4. 26 100Y-TZP Numunelerin Faz Oranları Grafiği

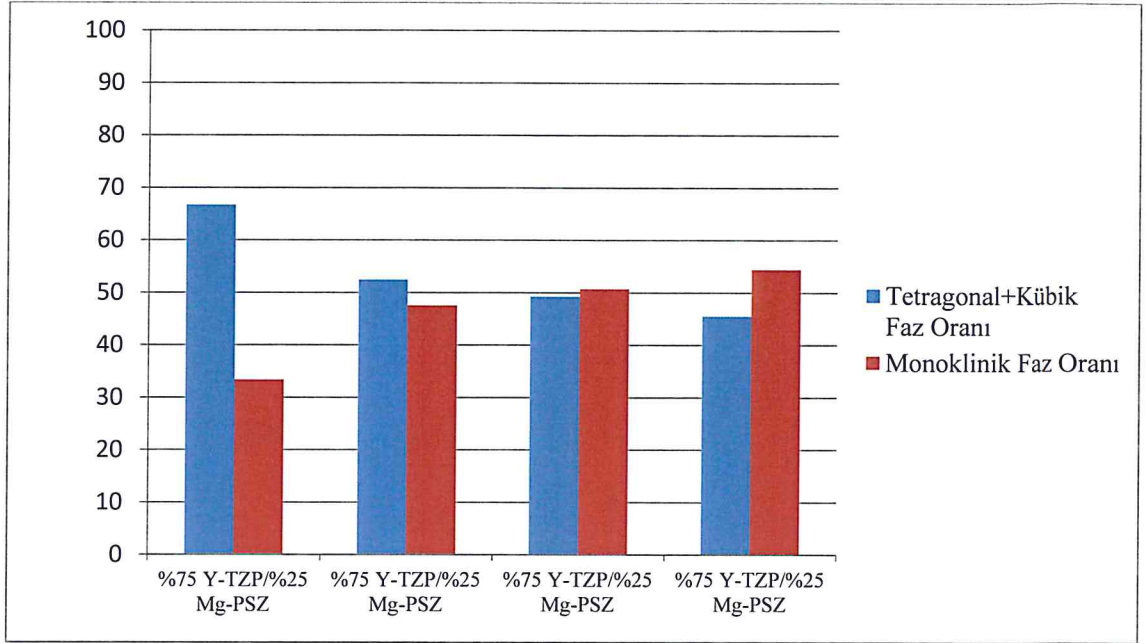
#### 4.1.3.2.2 %75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ XRD sonuçları



Şekil 4. 27 75Y-TZP/25Mg-PSZ XRD Grafiği

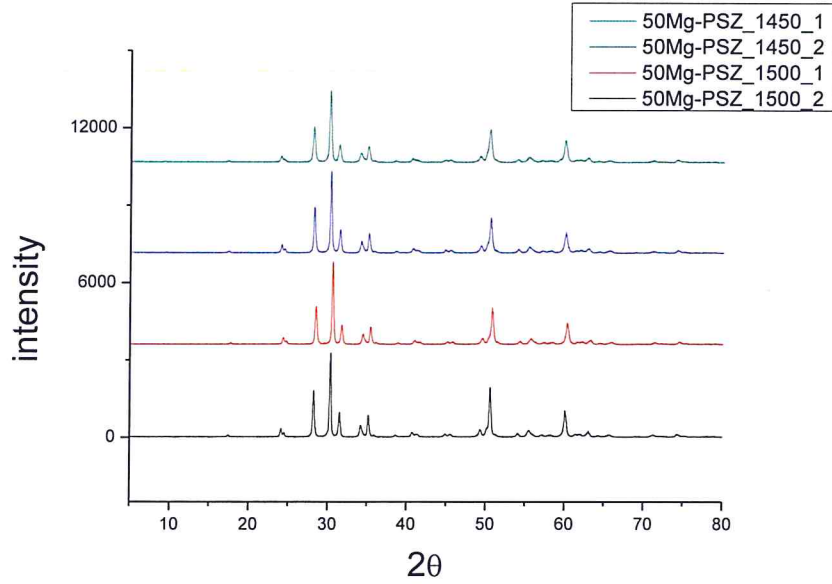
Tablo 4. 28 75Y-TZP/25Mg-PSZ Numunelerin Faz Oranları

	Sinterleme	Tetragonal+Kübik Faz Oranı	Monoklinik Faz Oranı
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ	1450/1	66,68	33,32
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ	1450/2	52,44	47,56
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ	1500/1	49,26	50,74
%75 Y-TZP/%25 Mg-PSZ	1500/2	45,54	54,45



Şekil 4. 28 75Y-TZP/25Mg-PSZ Numunelerin Faz Oranları Grafiği

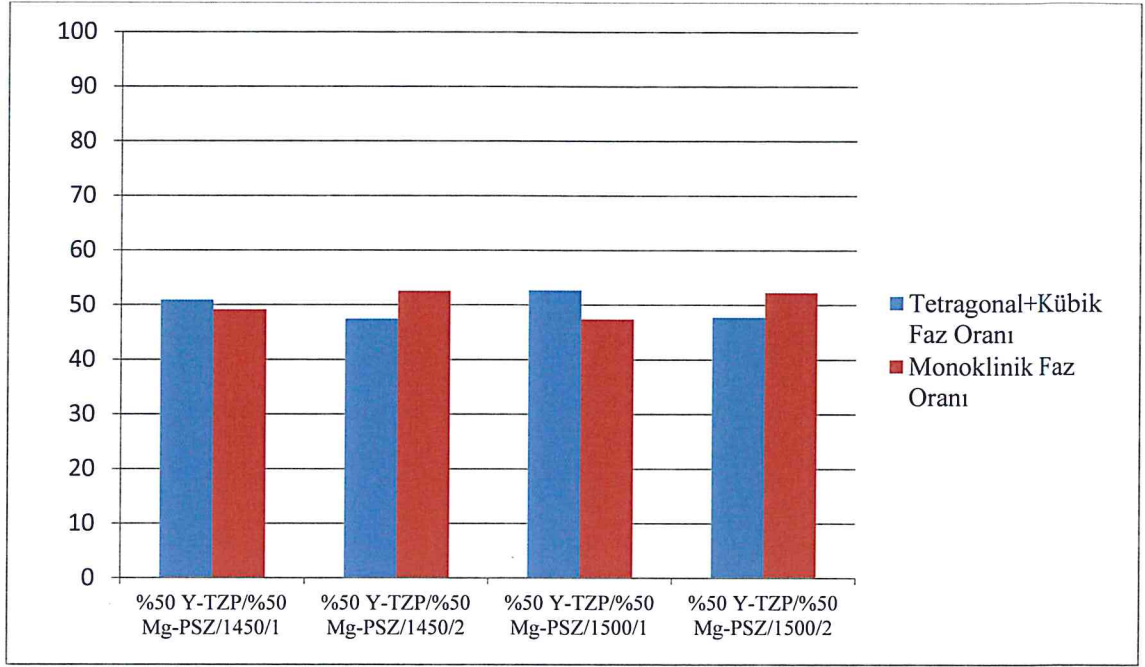
#### 4.1.3.2.3 %50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ XRD sonuçları



Şekil 4. 29 50Y-TZP/50Mg-PSZ XRD Grafiği

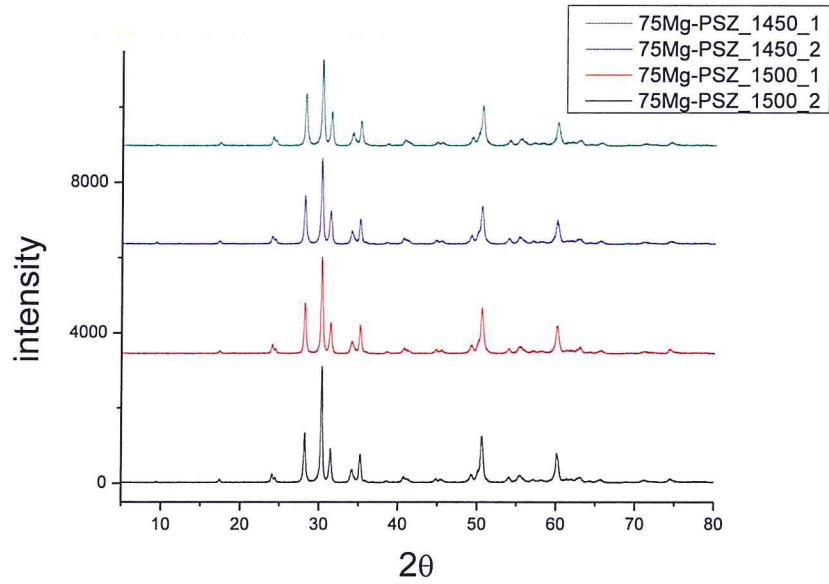
Tablo 4. 29 %50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ Numunelerin Faz Oranları

	Sinterleme	Tetragonal+Kübik Faz Oranı	Monoklinik Faz Oranı
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ	1450/1	50,88	49,12
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ	1450/2	47,45	52,55
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ	1500/1	52,64	47,36
%50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ	1500/2	47,75	52,25



Şekil 4. 30 %50 Y-TZP/%50 Mg-PSZ Numunelerin Faz Oranları Grafiği

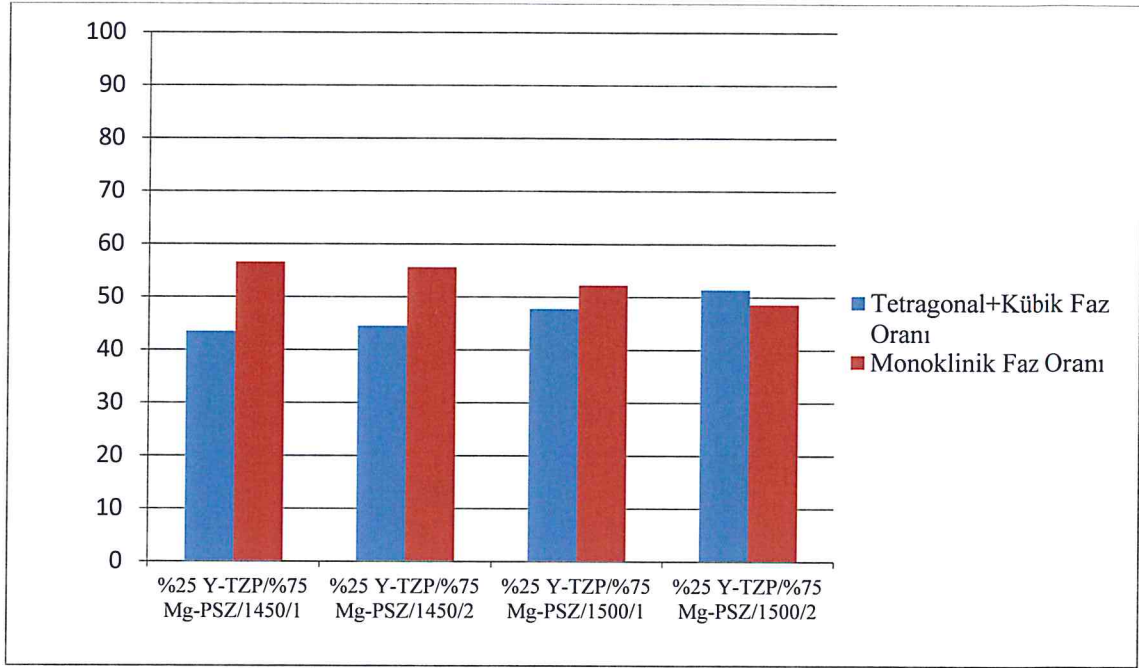
#### 4.1.3.2.4 %25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ XRD sonuçları



Şekil 4. 31 %25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ XRD Grafiği

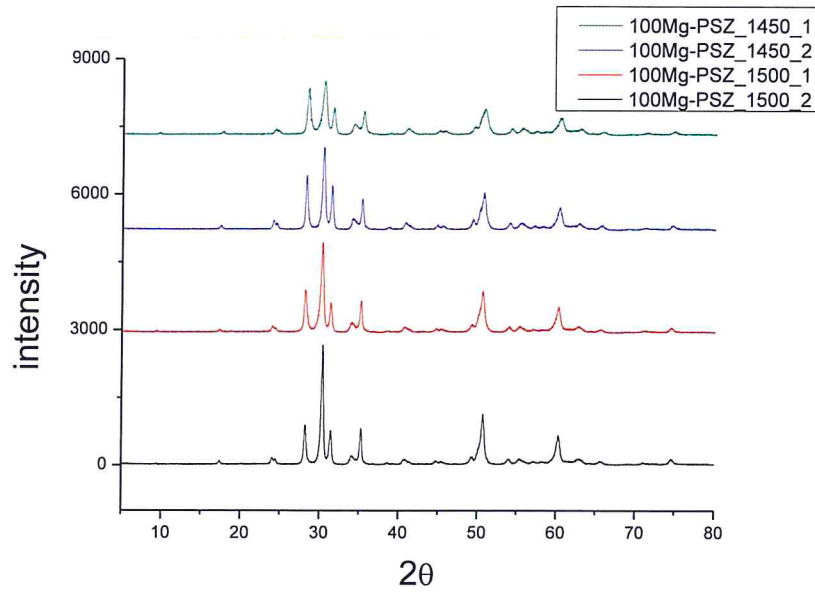
Tablo 4. 30 25Y-TZP/75Mg-PSZ Numunelerin Faz Oranları

	Sinterleme	Tetragonal+Kübik Faz Oranı	Monoklinik Faz Oranı
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ	1450/1	43,47	56,53
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ	1450/2	44,46	55,54
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ	1500/1	47,74	52,26
%25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ	1500/2	51,41	48,59



Şekil 4. 32 %25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ Numunelerin Faz Oranları Grafiği

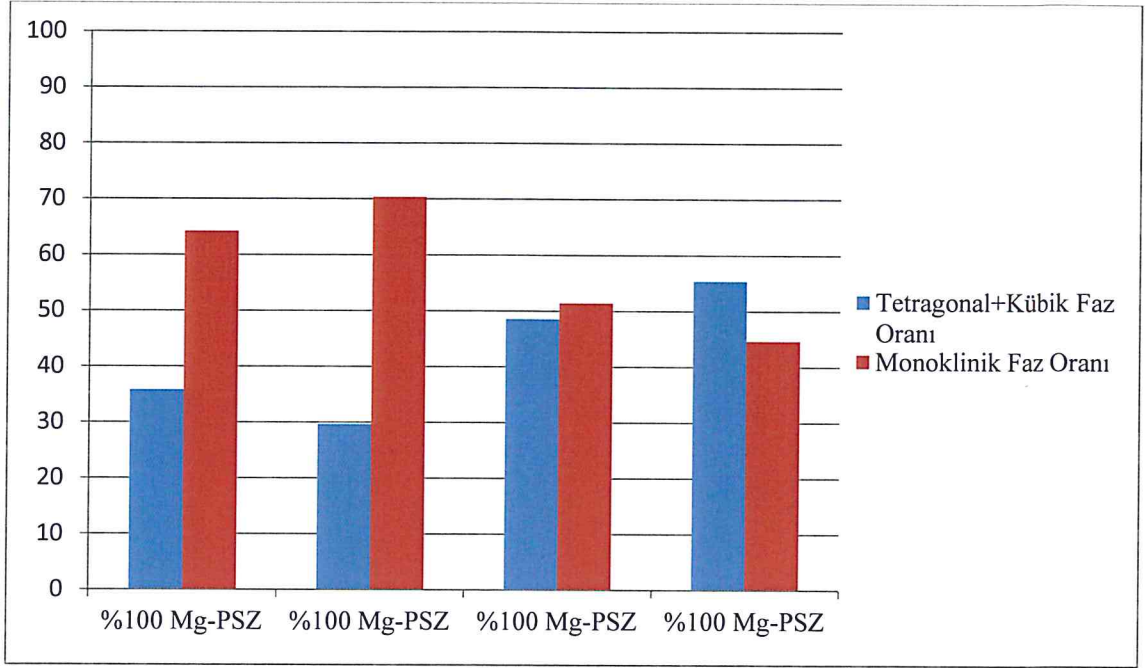
#### 4.1.3.2.5 %100Mg-PSZ XRD sonuçları



Şekil 4. 33 %100 Mg-PSZ XRD Grafiği

Tablo 4. 31 %100 Mg-PSZ Numunelerin Faz Oranları

	Sinterleme	Tetragonal+Kübik Faz Oranı	Monoklinik Faz Oranı
%100 Mg-PSZ	1450/1	35,78	64,22
%100 Mg-PSZ	1450/2	29,66	70,34
%100 Mg-PSZ	1500/1	48,56	51,44
%100 Mg-PSZ	1500/2	55,35	44,65



Şekil 4. 34 %100 Mg-PSZ Numunelerin Faz Oranları Grafiği

#### 4.1.4 SEM ve EDS analizleri Sonuçları

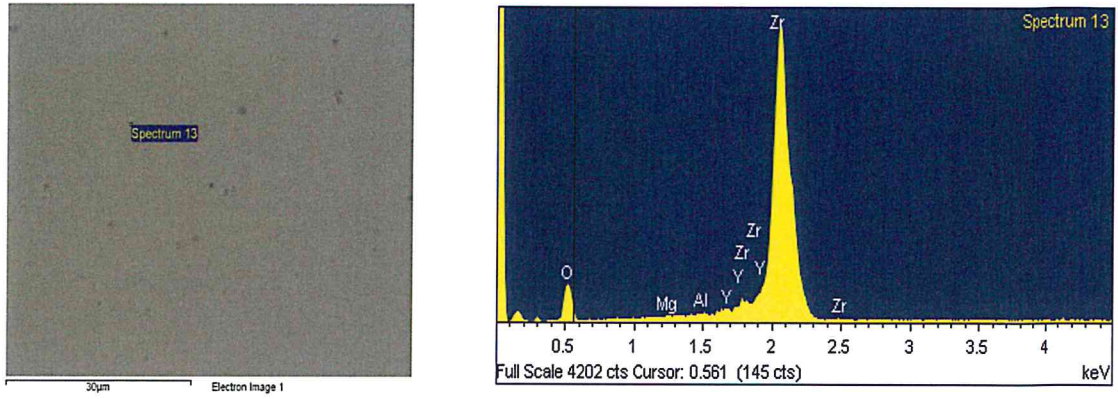
1500°C sıcaklık ve 1 saat sinterlenmiş olan %100 Y-TZP, %100 Mg-PSZ ve en iyi sonuçları elde ettiğimiz %25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ numunelerine 1200°C termal dağlama işlemi uygulanıp SEM ve EDS analizleri yapılmıştır.

##### 4.1.4.1 %100 Y-TZP SEM ve EDS analizleri Sonuçları



Şekil 4. 35 %100 Y-TZP numunesinin SEM görüntüsü (10k X)



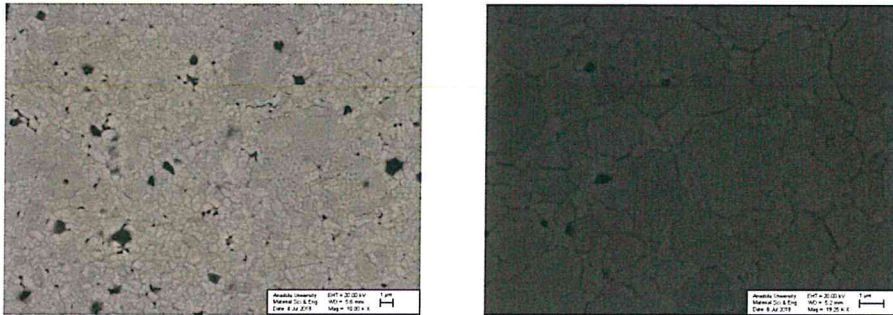


Şekil 4. 36 %100 Y-TZP numunesinin siyah tanenin EDS analizi

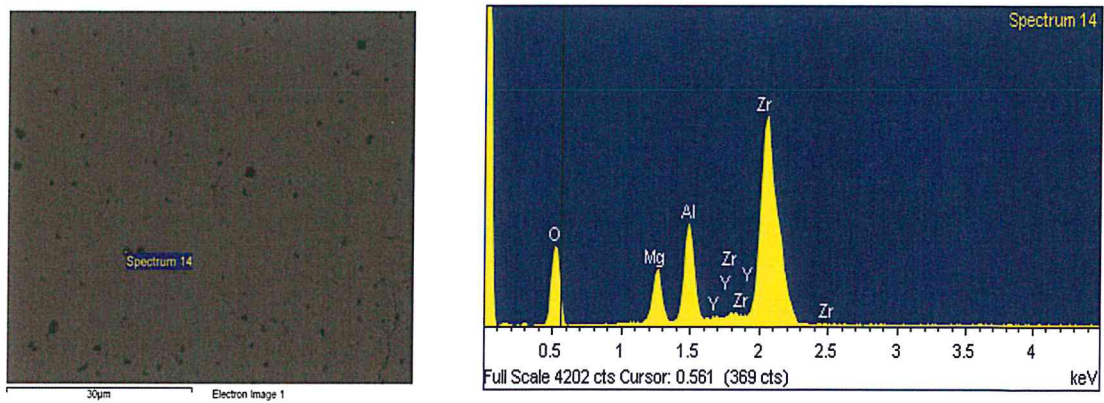
Tablo 4. 32 %100 Y-TZP numunesinin siyah tanenin EDS analiz sonuçları

Element	Ağırlık%	Atomik%
O	27.78	68.52
Mg	0.00	0.00
Al	0.21	0.31
Y	1.73	0.77
Zr	70.28	30.40

#### 4.1.4.2 %25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ SEM ve EDS analizleri Sonuçları



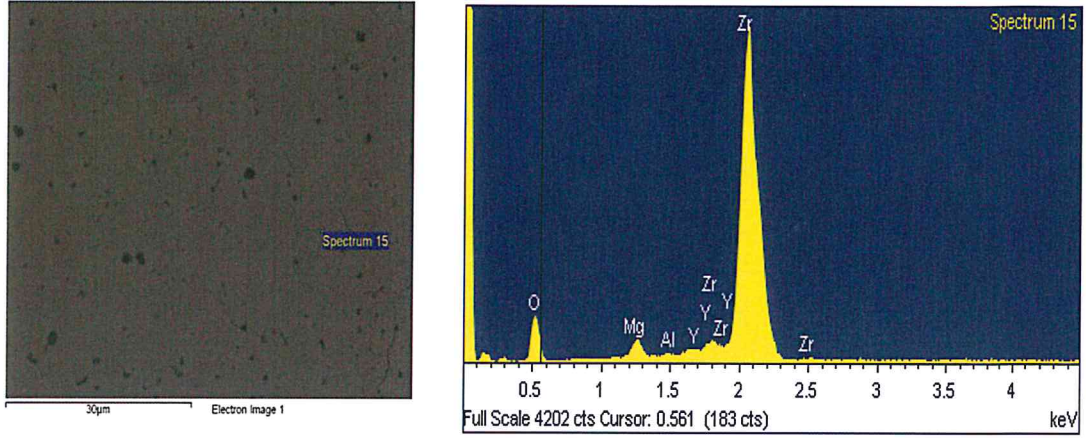
Şekil 4. 37 %25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ numunesinin SEM görüntüsü (10k X,19,25k X)



Şekil 4. 38 %25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ numunesinin siyah tanenin EDS analizi

**Tablo 4. 33** %25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ numunesinin siyah tanenin EDS analiz sonuçları

Element	Ağırlık%	Atomik%
O	39.54	70.50
Mg	5.10	5.99
Al	8.33	8.81
Y	0.00	0.00
Zr	47.03	14.71

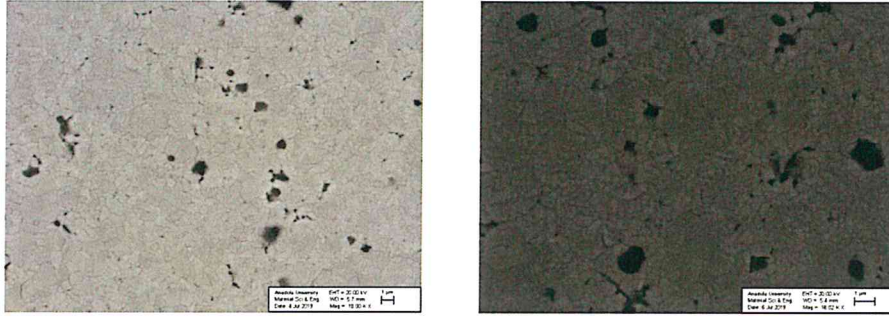


**Şekil 4. 39** %25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ numunesinin beyaz tanenin EDS analizi

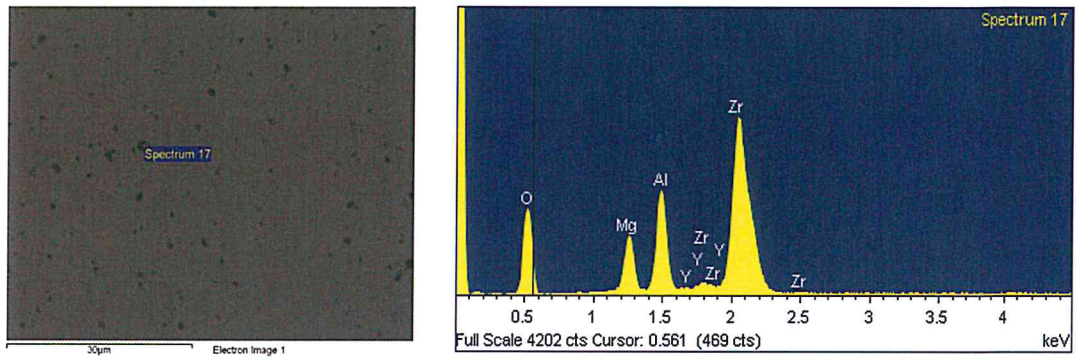
**Tablo 4. 34** %25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ numunesinin beyaz tanenin EDS analiz sonuçları

Element	Ağırlık%	Atomik%
O	28.96	68.32
Mg	1.84	2.86
Al	0.20	0.28
Y	0.00	0.00
Zr	68.99	28.54

#### 4.1.4.3 %100 Mg-PSZ SEM ve EDS analizleri Sonuçları



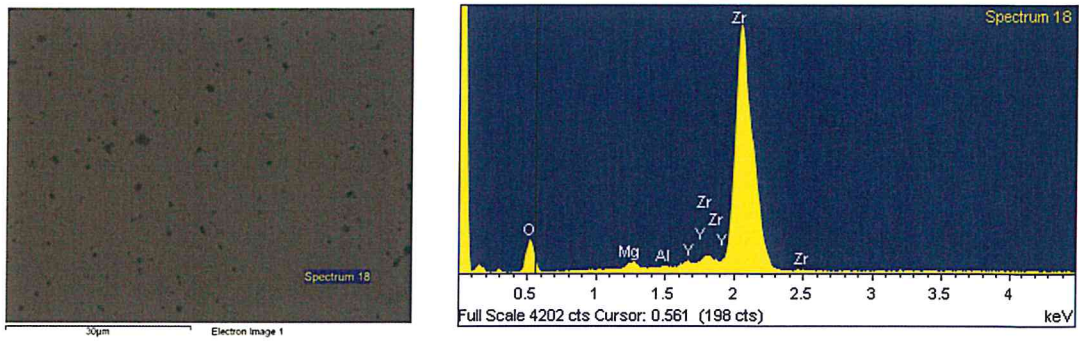
Şekil 4. 40 %100 Mg-PSZ numunesinin SEM görüntüsü (10k X,16.02k X)



Şekil 4. 41 %100 Mg-PSZ numunesinin siyah tanenin EDS analizi

Tablo 4. 35 %25 Y-TZP/%75 Mg-PSZ numunesinin siyah tanenin EDS analiz sonuçları

Element	Ağırlık%	Atomik%
O	28.96	68.32
Mg	1.84	2.86
Al	0.20	0.28
Y	0.00	0.00
Zr	68.99	28.54



Şekil 4. 42 %100 Mg-PSZ numunesinin beyaz tanenin EDS analizi

**Tablo 4. 36** %100 Mg-PSZ numunesinin beyaz tanenin EDS analiz sonuçları

Element	Ağırlık%	Atomik%
O	28.96	68.32
Mg	1.84	2.86
Al	0.20	0.28
Y	0.00	0.00
Zr	68.99	28.54

## 5-SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, Y-TZP ve Mg-PSZ ile kısmi stabilize edilmiş zirkonya kullanılarak biyomalzemeler üretilmiş ve malzemelerin karakterizasyonları incelenmiştir.

Çalışma için yurtdışından Y-TZP ve Mg-PSZ temini yapılmıştır. Daha önce yapılan çalışmalar göz önünde bulundurularak 5 farklı kompozisyon oranı ( %100 Y-TZP, %75 Y-TZP/ %25 Mg-PSZ, %50 Y-TZP/ %50 Mg-PSZ, %25 Y-TZP/ %75 Mg-PSZ, %100 Mg-PSZ) belirlenmiştir. Belirlenen kompozisyonlara bağlı olarak önceki yapılan çalışmalar göz önünde bulundurularak sinterleme sıcaklıkları (1450 ve 1500°C) ve sinterleme sürelerine (1 ve 2 saat) karar verilmiştir.

Belirlenen kompozisyonlar için gerekli Y-TZP ve Mg-PSZ tozları tartılmış, öğütme haznesinin içerisine bilyalar eklenerek 4 saat boyunca bilyeler yardımıyla ve 4 saat boyunca karıştırma işlemi yapılmıştır. Çıkan tozlar elekten geçirilmişten sonra belirlenmiş numune boyutuna uyacak şekilde 14-15 Mpa basınç ile preslenmiştir. Soğuk izostatik presleme için numuneler tekrar kalıba alınarak yağ dolu hazneye bırakılarak tekrar 3 eksenli basınca maruz bırakılmıştır. Soğuk izostatik presleme sonrası numuneler 700°C sıcaklıkta 2 saat süreyle uzaklaştırma işlemine tabii tutulmuş, daha sonra ise belirlenmiş sinterleme sıcaklıkları ve sürelerine göre sinterleme işlemi yapılmıştır.

Elde edilen sonuçlar aşağıda sıralanmıştır.

- Farklı oranlarda hazırlanan numuneler arasında en düşük su emme oranına 0,0598 ile 1500 °C / 2 saat sinterlenmiş bir %100Y-TZP numunesi, en yüksek su emme oranı ise 1,0261 ile 1450 °C / 1 saat sinterlenmiş %100Y-TZP numunelerinde görülmüştür. Su emme oranına paralel olarak, görünür porozite oranları da aynı numunelerde görülmüştür. Görünür porozite oranları 6,1349 ile 1450 °C / 1 saat sinterlenmiş %100Y-TZP numunesinde en yüksek, 0,3579 ile 1500 °C / 2 saat sinterlenmiş bir %100Y-TZP numunesinde en düşük orana ulaşıldığı görülmüştür.
- Sinterleme sonrası azalma olarak incelendiğinde en düşük oranda azalma 2,250% ile 1450 °C / 2 saat sinterlenmiş bir %100Y-TZP numunesinde, en yüksek oranda azalma ise 5,476% ile 1450 °C / 2 saat sinterlenmiş bir %25Y-TZP/%75Mg-PSZ numunesinde görülmüştür. En yüksek teorik yoğunluk oranı

99,51% ile 1500 °C / 1 saat sinterlenmiş %25Y-TZP/%75Mg-PSZ numunesinde, en düşük teorik yoğunluk ise 95,03% ile 1500 °C / 2 saat sinterlenmiş bir %75Y-TZP/%25Mg-PSZ numunesinde görülmüştür.

- Numunelerin ortalama sertlik ve kırılma tokluklarına bakıldığında en yüksek ortalama sertlik 12,20 GPa ile %100Y-TZP görülmüştür. En düşük sertlik ortalaması ise 50Y-TZP/%50 Mg-PSZ numunelerinde 5,65 GPa ile ölçülmüştür.
- Numunelerde en yüksek sertlik değerine 12,31 GPa ile 100Y-TZP/1450/1 numunesinde ulaşılmıştır. En düşük sertlik değeri ise 50Y-TZP/1450/2 numunesinde 5,44 GPa ile değerine ulaşılmıştır.
- Numunelerin kırılma tokluklarına bakıldığında 3,08 MPa.m<sup>1/2</sup> ile 50Y-TZP/1450/2 en düşük değer görülmüştür. 8,63 MPa.m<sup>1/2</sup> ile 100Mg-PSZ/1500/2 numunede en yüksek kırılma tokluğu değeri görülmüştür.
- Kırılma tokluğu ortalamalarına baktığımızda en yüksek kırılma tokluğu 7,64 MPa.m<sup>1/2</sup> değeri ile 100Mg-PSZ'de görülmüş, en düşük kırılma tokluğu 3,16 MPa.m<sup>1/2</sup> %50Y-TZP/%50 Mg-PSZ'de görülmüştür.

## 6-KAYNAKLAR

Bostancıoğlu Beklem R., (2015). *Metal Katkılı Hidroksiapatit Nanokaplama Malzemeleri Üzerinde Büyütülen Yağ Dokusu Kaynaklı Mezenkimal Kök Hücrelerin Adezyon, Canlılık Ve Osteojenik farklılaşma Kapasitelerinin İn Vitro Yöntemlerle Değerlendirilmesi*. Doktora Tezi, Anadolu Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Eskişehir.

Boyacıoğlu T., (2007). *Katı Oksit Yakıt Hücrelerinde Elektrolit Malzemesi Olarak Kullanılan Kübik Zirkonyum Oksitin (C-ZrO<sub>2</sub>) Değişik Oranlarda Metal Oksit Katkıları İe Oda Sıcaklığındaki Mekanik Özelliklerinin İyileştirilmesi*. Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara

Bultan Ö., Öngül D. ve Türkoğlu P., (2010). *Zirkonyanın Mikroyapılarına ve Üretim Şekillerine Göre Sınıflandırılması*. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

Biyomalzeme Biliminin Diğer Dallarla İlişkisi, <http://aves.erciyes.edu.tr/ImageOfByte.aspx?Resim=8&SSNO=2&USER=7395> (Erişim Tarihi: 13.02.2018)

Biyomalzeme Kullanımı, [https://biomaten.metu.edu.tr/sites/biomaten.metu.edu.tr/files/Vasif\\_Hasirci\\_BIOMATEN.pdf](https://biomaten.metu.edu.tr/sites/biomaten.metu.edu.tr/files/Vasif_Hasirci_BIOMATEN.pdf) (Erişim Tarihi:15.02.2018)

Biyomalzemeler, <http://drntncl.blogspot.com/2016/01/biyomalzemeler.html> (Erişim Tarihi :15.02.2018)

Biyaseramik Malzemeler, <http://docplayer.biz.tr/22988601-Seramik-esasli-biyo-malzemeler.html> (Erişim Tarihi: 15.02.2018)

Biyaseramik Malzemeler, <https://docplayer.biz.tr/12481541-Biyoseramik-malzemeler.html> (Erişim Tarihi :16.02. 2018)

Demir N., (2014). *Magnezyum Florür Katkılı Sığır Hidroksiapatit Esaslı Kompozit Biyomalzeme Üretim Ve Karakterizasyonu*. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

Eğilmez F., Biçer Yıldırım A.Z. ve Ergün G., (2010). *Zirkonyumla Güçlendirilmiş Seramikler ve Dental İmplantolojide Kullanımı*. *Cumhuriyet Dental Journal*, 13(2).

Günhan B., (2014). *Renkli Zirkonya Dış Bloklarının Üretimi ve Karakterizasyonu*. Yüksek Lisans Tezi, Dumlupınar Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kütahya

Gür Kaya A. ve Taşkın M., (2004). *Metalik Biyomalzemeler Ve Biyoyoum*. *Doğu Anadolu Bölgesi Araştırmaları*

Güven Ş.Y., (2014). *Biyoyoumluluk ve Biyomalzemelerin Seçimi*. *Süleyman Demirel Üniversitesi Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi*, 2(3), 303-311.

Karaalioğlu O.F. ve Duymuş Yeşil Z., (2008). *Dış Hekimliğinde Uygulanan CAD/CAM Sistemleri*. *Atatürk Üniv. Di Hek. Fak. Derg.*, Cilt:18, Say&:1, Sayfa: 25-32.

Kükürtçü B., (2008). *Biyoaktif Cam ve Cam-Seramik Malzemelerin Üretimi ve Yapay Vücut Sıvısı İçerisindeki Davranımlarının İncelenmesi*. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

Matik H.T., (2018). *Zirkonya Bazlı Diş Dolgu Malzemelerinin Geri Kazanılması*. Yüksek Lisans Tezi, Karabük Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Karabük.

Nağaç Çekiç I. Ve Ergün G., (2008). Zirkonya Seramiklerin Diş Hekimliğindeki Yeri ve Geleceği. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(3):51-60.

Ortopedide Kullanılan Polimer Esaslı Kompozit Malzemeler, <https://kimyaca.com/biyouyumlu-polimerik-malzemeler/#prettyPhoto> (Erişim Tarihi :20.02.2018)

Özcan T., (2010). *Biyonanoimplantların Biyouyumluluğu*. Yüksek Lisans Tezi, Balıkesir Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Balıkesir.

Özkan A., Şişik N. ve Öztürk U., (2016). Kompozit Malzemelerin Ağız, Yüz, Çene Cerrahisinde Kullanımı ve Malzeme Uygunluklarının Belirlenmesi. *Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 4 , 227-242.

Pasinli A., (2004). Biyomedikal Uygulamalarda Kullanılan Biyomalzemeler. *Makine Teknolojileri Dergisi*, 25-34.

Sarsılmaz F. ve Sarsılmaz C., (2003). Ortopedide Kullanılan Polimer Esaslı Kompozit Malzemeler. *Doğu Anadolu Bölgesi Araştırmaları*,3.

Sünbül A.E., (2007). *Mülit/Zirkonya Kompozitlerin, Mülit Tanelerinin Yönlenmesine Bağlı Tokluğu*. Yüksek Lisans Tezi, Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü, Mühendislik ve Fen Bilimleri Enstitüsü, Gebze

Tekin Hazır Y., (2017). *Zirkonya Esaslı Tam Seramik ve Metal Destekli Seramik Kronların Marjinal Uyumlarının ve Çiğneme Simülatörü Sonrası Aşınma Miktarlarının Değerlendirilmesi*. Uzmanlık Tezi, Gaziosmanpaşa Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Tokat.

Tüylek Z., (2017). Biyomateryaller ve Sağlıkta Kullanımı. *Bozok Tıp Derg.*, 7(4):80-9.

Uz M.M., (2018). *Dental Uygulamalara Yönelik İttriya Katkılı Zirkonya Seramik Tozlarının Sentezi ve Kalıplanabilirlik Özelliklerinin İncelenmesi*. Yüksek Lisans Tezi, Yıldız Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

Yazıcı E.G., (2013). *MgO-Kısmen Stabilize Zirkonya Dental Altyapı Seramiklerin Üretimi ve Karakterizasyonu*. Yüksek Lisans Tezi, Afyon Kocatepe Üniversitesi, Bilimleri Enstitüsü, Afyon.

Yelten A., (2010). *Sol-Jel Yöntemi ile Üretilmiş Alümina-Bovine Hidroksiapatit (Bha) Kompozitlerinin Özellikleri ve Karakterizasyonu*. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul

Yerliyurt K., (2014). Restoratif Diş Hekimliğinde Zirkonyum Uygulamaları. *Kocatepe Tıp Dergisi*, 15(2):202-6.

Yıldırım B., (2014). *Zirkonya Alt Yapıya Uygulanan Farklı Yüzey İşlemlerinin Zirkonya-Siman Arasındaki Fiziksel Bağlanma Özelliklerine Etkisinin Araştırılması*. Doktora Tezi, Ege Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir.

Yılmaz M., (2016). *Zirkonya İle Toklaştırılmış Alümina (ZTA) Biyo Seramik İmplant Malzemelerin Üretimi*, Yüksek Lisans Tezi, Kocaeli Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kocaeli.



Zümrüt Z., (2019). *Tam Faktöriyel Deney Tasarımı Tekniği ile Hidroksiapatit Kaplı Titanyum İmplant Malzemelerin Mekanik Özellikleri Üzerine Parametrelerin Etkisi*. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

## ÖZGEÇMİŞ

Adı-Soyadı : Bilal SÖYLEMEZ  
Doğum Yeri ve Tarihi : Alanya/Antalya 24.09.1991  
Yabancı Dili : İngilizce  
İletişim (Telefon/e-posta) : 0 545 407 06 07 / bilalsoylemezoglu@gmail.com

### Eğitim Geçmişi ve Mezuniyet yılı

Lise : Fevzi Alaettinoğlu Lisesi - 2010  
Lisans : Fırat Üniversitesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği -  
2014  
Yüksek Lisans : Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi, Malzeme Bilimi  
ve Mühendisliği Anabilim Dalı - 2019