

**T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI**



BOR İÇEREN DİŞ PORSELENİ ÜRETİMİ VE KARAKTERİZASYONU

Yüksek Lisans Tezi

Ahmed Ismael M. Shareef AL ABOOSH

Danışman
Doç. Dr. Mevlüt GÜRBÜZ

SAMSUN
2023

TEZ KABUL VE ONAYI

Ahmed Ismael M. Shareef AL ABOOSH tarafından Doç. Dr. Mevlüt GÜRBÜZ danışmanlığında hazırlanan “BOR İÇEREN DİŞ PORSELENİ ÜRETİMİ VE KARAKTERİZASYONU ” başlıklı bu çalışma, jürimiz tarafından 17.02.2023 tarihinde yapılan sınav sonucunda oy birliği ile başarılı bulunarak Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

	Unvanı Adı Soyadı Üniversitesi Ana Bilim/Ana Sanat Dalı	Sonuç
Başkan	Prof. Dr. Naci KURGAN Ondokuz Mayıs Üniversitesi Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı	☒ Kabul ☐ Ret
Üye	Doç. Dr. Mevlüt GÜRBÜZ Ondokuz Mayıs Üniversitesi Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı	☒ Kabul ☐ Ret
Üye	Dr. Öğr. Üyesi Bilal SUNGUR Samsun Üniversitesi Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı	☒ Kabul ☐ Ret

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

Prof. Dr. Ahmet TABAK
Enstitü Müdürü

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI

Hazırladığım Yüksek Lisans tezinin bütün aşamalarında bilimsel etiğe ve akademik kurallara riayet ettiğimi, çalışmada doğrudan veya dolaylı olarak kullandığım her alıntıya kaynak gösterdiğimi ve yararlandığım eserlerin Kaynaklar'da gösterilenlerden oluştuğunu, her unsurun enstitü yazım kılavuzuna uygun yazıldığını ve TÜBİTAK Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu Yönetmeliği'nin 3. bölüm 9. maddesinde belirtilen durumlara aykırı davranılmadığını taahhüt ve beyan ederim.

Etik Kurul Gerekli mi ?

Evet ☐ (Gerekli ise ekler kısmına ekleyiniz)

Hayır ☒

10 /03/ 2023

Ahmed Ismael M. Shareef AL ABOOSH

TEZ ÇALIŞMASI ÖZGÜNLÜK RAPORU BEYANI

Tez Başlığı : BOR İÇEREN DİŞ PORSELENİ ÜRETİMİ VE KARAKTERİZASYONU

Yukarıda başlığı belirtilen tez çalışması için şahsım tarafından 27.12.2022 tarihinde intihal tespit programından alınmış olan özgünlük raporu sonucunda;

Benzerlik oranı : % 12

Tek kaynak oranı : % 3 çıkmıştır.

10 /03 / 2023

Doç.Dr. Mevlüt GÜRBÜZ

ÖZET

BOR İÇEREN DİŞ PORSELENİ ÜRETİMİ VE KARAKTERİZASYONU

Ahmed Ismael M. Shareef AL ABOOSH
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı
Yüksek Lisans, Şubat/2023
Danışman: Doç. Dr. Mevlüt GÜRBÜZ

Bu çalışmada; SiO_2 , Al_2O_3 , K_2O , Na_2O , CaO , ZrO_2 oksitlerini içerecek şekilde diş porseleni tozları farklı oranlarda B_2O_3 (ağ. 0-2-4-6%) içerecek şekilde üretilmiştir. Toz üretimi reçete oluşturma, ergitme, firitleştirme ve öğütme aşamalarından oluşmaktadır. Tozlara şekillendirme sonrası 900°C 'de 10 dk arasında sıcaklık uygulanarak yoğun diş porselen blokları üretilmiştir. Diş porselen tozlarına ve bloklarına SEM ve XRD analizleri yapılmıştır. Üretilen diş porseleni örneklerine pişme küçülmesi, yoğunluk, sertlik, aşınma ve basma testi yapılarak mekanik özellikleri test edilmiştir. Ek olarak diş porselen tozları metal destek üzerine uygulanarak prototip çalışma yapılmıştır. Sinterleme sonrası en çok boyutsal çekme ve en yüksek yoğunluk (96%) ağ.6% B_2O_3 içeren DPB6 örneğinde görülmüştür. Sertlik değeri bor içermeyen DBP0 malzemesi yaklaşık olarak 741 HV iken, DBP6 diş porseleni için yaklaşık 1160 HV'ye kadar artmıştır. Bu malzemeler için aşınma dayanımı ise sırasıyla $6.06 \times 10^{-4} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ ve $1.43 \times 10^{-4} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ olarak belirlenmiştir. Basma dayanımı ise DPB0 için yaklaşık olarak 75 MPa iken , DPB6 diş porseleni için bu değer 118 MPa'ya kadar artış göstermiştir. Sonuçlara göre artan B_2O_3 miktarına bağlı olarak olarak hem yoğunluk hem de mekanik özelliklerde iyileşme görülmüştür. En iyi diş porseleni kompozisyonunun ağ. 6% B_2O_3 içeren DPB6 toz reçetesi olduğu belirlenmiştir.

Anahtar Sözcükler: Diş porseleni, B_2O_3 , Firit, Yoğunluk, Sertlik, Aşınma, Basma dayanımı, SEM, XRD

ABSTRACT

PRODUCTION AND CHARACTERIZATION OF BORON CONTAINING DENTAL PORCELAIN

Ahmed Ismael M. Shareef AL ABOOSH

Ondokuz Mayıs University

Institute of Graduate Studies

Department of Mechanical Engineering Programme

Master, February/2023

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Mevlüt GÜRBÜZ

In this study; dental porcelain powders are produced to contain oxides of SiO_2 , Al_2O_3 , K_2O , Na_2O , CaO , ZrO_2 in different proportions of B_2O_3 (wt. 0-2-4-6%). Powder production consists of recipe forming, melting, fritizing and grinding stages. Dense dental porcelain blocks were produced by applying heat at 900°C for 10 min. after shaping to the powders. SEM and XRD analyzes were performed on dental porcelain powders and blocks. Firing shrinkage, density, hardness, abrasion and compression tests were performed on the produced dental porcelain samples and their mechanical properties were tested. In addition, a prototype study was carried out by applying dental porcelain powders on a metal support. The highest dimensional shrinkage and the highest density (96%) after sintering were seen in DPB6 sample containing 6 wt.% B_2O_3 . While the hardness value of the boron-free DBP0 material was approximately 741 HV, it increased to around 1160 HV for the DPB6 dental porcelain. The abrasion resistance for these materials was determined as $6.06 \times 10^{-4} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ and $1.43 \times 10^{-4} \text{ mm}^3/\text{Nm}$, respectively. While the compressive strength was approximately 75 MPa for DPB0, this value increased up to 118 MPa for DPB6 dental porcelain. According to the results, both density and mechanical properties were improved depending on the increased amount of B_2O_3 . It was determined that the best dental porcelain composition was DPB6 powder recipe containing wt. 6% B_2O_3 .

Keywords: Dental porcelain, B_2O_3 , Frit, Density, Hardness, Abrasion, Compressive strength, SEM, XRD

ÖN SÖZ VE TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasında tüm aşamalarında ilgisini, alakasını, emeğini, bilgisini ve yardımlarını, değerli vaktini esirgemeyen sayın hocam Doç. Dr. Mevlüt GÜRBÜZ'e teşekkür ederim. Eğitimimi aldığım Musul Üniversitesi Maan S. AL-DABBAGH ve tüm hocalarıma teşekkür ederim. Desteği ve yardımlarından dolayı Sayın Olcay GENÇDOĞAN ve her zaman yanımda olan Dur Hanım'a teşekkür ederim. Çalışmada metal destek üzerine uygulama şansı veren, tez çalışması için izin veren Özel Samsun Ağız ve Diş Sağlık Polikliniği müdürü sayın Erol ve Ayda ÖZ'e ve çalışanlarına teşekkür ederim. Ayrıca rahmetli babama sonsuz teşekkür eder, ve oğlu olarak bu çalışmayı yapmaktan dolayı sonsuz gururluyum. Saygıdeğer anneme sabırlarından dolayı teşekkür ederim.

Ahmed Ismael M. Shareef AL ABOOSH

İÇİNDEKİLER

TEZ KABUL VE ONAYI	i
BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI	ii
TEZ ÇALIŞMASI ÖZGÜNLÜK RAPORU BEYANI	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
TABLOLAR DİZİNİ	ix
1. GİRİŞ	1
2. LİTERATÜR ARAŞTIRMASI	4
3. SERAMİK BİYO MALZEMELER.....	7
3.1. Biyoseramikler.....	8
3.1.1. Biyoinert Seramik Malzeme	10
3.1.2. Biyoaktif Seramik Malzemeler	10
3.1.3. Biyobozunur Seramik Malzemeler	10
4. DIŞ PORSELENİ YAPISI VE ÜRETİMİ.....	11
4.1. Diş Porseleni Üretiminde Kullanılan Malzemeler	13
4.2. Diş Porseleni Sistemleri	15
4.3. Porselen Aşamaları	18
5. DENEYSEL YÖNTEMLER.....	21
5.1. Metaryel	21
5.2. İşlemler ve Testlerde Kullanılan Cihazlar.....	26
6 BULGULAR VE TARTIŞMALAR	34
6.1. Üretilen diş porseleni tozlarının XRD ve SEM Analizi.....	34
6.2. Diş Porseleni Pişme Küçülmesi ve Yoğunluk Analizi.....	35
6.3. Diş Porseleni Sertlik ve Aşınma Testleri	36
6.4. Diş Porseleni Basma Testleri	38
6.5. Üretilen Diş Porseleni Tozunun Prototip Uygulaması.....	40
6.6. Sonuçların Tartışılması.....	40
7 SONUÇ VE ÖNERİLER.....	42
7.1. İleride Yapılabilecek Çalışmalara Dair Öneriler.....	43
KAYNAKÇA.....	44
ÖZGEÇMİŞ.....	47

SİMGELER VE KISALTMALAR

Ti	: Titanyum
ρ_D	: Deneysel yoğunluk
Δm	: Ağırlık değişimi
W	: Aşınma oranı
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
XRD	: X-Ray Diffraction
rpm	: Dakikadaki Devir Sayısı+
HV	: Vickers Sertlik Değeri
DPB0	: Ağ.(0%) bor içeren dental porselen reçete
DPB2	: Ağ.(2%) bor içeren dental porselen reçete
DPB4	: Ağ.(4%) bor içeren dental porselen reçete
DPB6	: Ağ.(6%) bor içeren dental porselen reçete

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Antik Mısır’da (a) ve günümüzde (b) kullanılan diş örnekleri	3
Şekil 3.1. Biyo malzeme sınıflandırması	7
Şekil 3.2. Biyoseramiklerin sınıflandırılması	9
Şekil 4.1. Kaolen-kuvars-feldispat üçlü faz diyagramı	11
Şekil 4.2. Opak porselenin uygulaması.....	16
Şekil 4.3. Bünye porselen görüntüsü	16
Şekil 4.4. Sır porselen uyguladıktan sonra görünümü	17
Şekil 4.5. Sır porselen piştikten sonra verdiği parlaklık görünümü	18
Şekil 4.6. Ölçüm ve modelaj	18
Şekil 4.7. Mum modelaj kalıp.....	19
Şekil 4.8. Porselen alt yapısı metal	20
Şekil 5.1. Akış Diyagramı	22
Şekil 5.2. Firit formunda diş cam porseleni	23
Şekil 5.3. Toz haline getirilen diş porselen tozu	24
Şekil 5.4. Şekil verilmiş diş porselen örneği.....	25
Şekil 5.5. Elde edilen diş porselenleri.....	26
Şekil 5.6. Radwag AS 220.R2 hassas terazi	26
Şekil 5.7. Reis serisi EVO 770 fırın.....	27
Şekil 5.8. DECO-PBM-V-0.4L gezegen bilyalı değirmen	27
Şekil 5.9. Hidrolik Pres	28
Şekil 5.10. Metkon zımpara ve parlatma cihazı.....	29
Şekil 5.11. Sertlik ölçüm cihazı	30
Şekil 5.12. Basma test cihazı	31
Şekil 5.13. Aşınma cihazı	32
Şekil 5.14. Jeol marka JSM7001F model SEM	33
Şekil 6.1. Üretilen diş porseleni tozlarının SEM (a-b) ve XRD analizi (c-d)	34
Şekil 6.2. Diş porseleni örnekleri boyutsal çekme (a) ve relatif yoğunluk (b) sonuçları.....	36
Şekil 6. 3. Diş porseleni örnekleri sertlik (a) ve aşınma (b) sonuçları	37
Şekil 6.4. DBP0 (a) ve DBP6 (b) diş porselenlerinin aşınma sonrası SEM görüntüsü.....	38
Şekil 6.5. Diş porseleni malzemelerinin (a:DPB0, b:DBP2, c:DPB4, d:DPB6) basma dayanımı ve maksimum basma dayanımı (e) sonuçları.....	39
Şekil 6.6. Üretilen DPB tozların metal destel üzerine uygulanma örnekleri	40

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 3.1. Biyo malzemelerin avantajları, dezavantajları ve kullanın şekilleri	7
Tablo 3.2. Biyoseramiklerin avantajları ve dezavantajları.....	8
Tablo 4.1. Porselen bileşenleri (Ağırlıkça %).....	11
Tablo 4.2. Ana bir porselen bünyesinde kullanılan hammaddeler ve içerdği oksitler	12
Tablo 4.3. Temel bir diş porselen bünyesinin oksit bileşimi (Ağırlıkça %)	12
Tablo 5.1. DPB0 Reçetesi	21



1.GİRİŞ

1885 yılında John Allen tarafından ilk defa platin altlık üzerinde pişirilmiş porselen yapay diş üretilmiştir. 1800 yılların sonlarında seramik ile ilgilenenler porseleni diş hekimliğinin farklı alanlarda kullanmaya çalışmıştır (Bulduk ,2003).

1900 yıllarının başlarında porselen kron yapılmış ama kronun çok hızlı kırılmasından dolayı istenilen sonuca varılamamıştır (Steyern , 2005 ; Ring, M. E1995). Daha sonraki çalışmalarda porselen tozlarının ve pişirim fırınlarının geliştirilmesiyle hızla gelişmeler görülmüştür. 1949 yıllarında Almanya’da bir işletme vakum uygulamasıyla pişirim yaparak daha kaliteli ve güçlü porselen dişleri üretmeyi başarmıştır. Bu uygulama ile porselen için büyük bir gelişim kabul edilmiştir. 1960 yıllarında yapılan porselenler ağızın arka bölgelerinde kullanımı mümkün kılmıştır. Fakat, diş porselenlerinin yapısından gereği düşük mukavetinden dolayı, altlık olmadan fazla gerilmeye maruz kalacak bölgelerde kullanımını kısıtlamakatadır (Steyern , 2005 ; Guazzato vd , 2004).

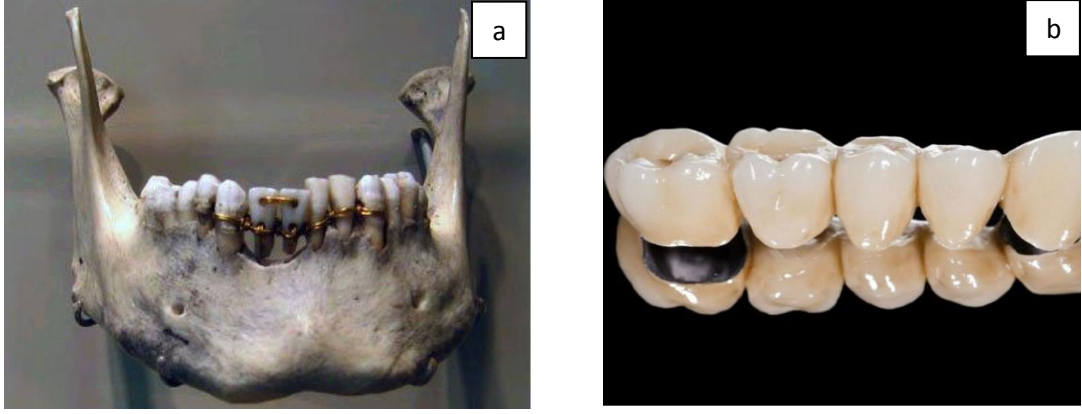
1960 yıllarda metal-porselen birleşimi olarak adlandırılan yapay diş bileşimleri Weinstein tarafından geliştirilmiş ve bu gelişimle birlikte uygulamaya yönelik başarılar elde edilmiştir (Denry, 1996). Bu gelişimle birlikte çok sayıda diş içeren köprülerin yapımı ve ağızda arka bölgelerde kullanımları başarılı şekilde kullanımı başarılmıştır. 1965 yılında Mclean ve Hughes tarafından alümina takviyeli porselenler ve veneer porselenleri üretilmiştir (Denry, 1996 ; Lean ,1979) . Sonraki yıllardan günümüze yapay dişlerden beklenen uygulamalardan istenilen estetik sonuçların alınmaması araştırmacıları yeni ürünlerin keşfine sürüklemiştir. Metalin yerine kullanılmak üzere cam-seramikler, cam emdirilmiş alümina sistemler ve seramikler gibi çok farklı seramik esaslı sistemler geliştirilmiştir. Özellikle son yıllarda sinterlenebilir seramikler şeklinde adlandırılan alümina ve özellikle zirkonyanın metalin yerini alması sağlamlık ve estetik yönden yapay dişte yeni bir çağ açmıştır. Bu alanda yeni çalışmalar aynı hızda devam etmektedir (Kedici ,2000).

Eksik dişlerin doldurulmasına yönelik çalışmalar milattan çok önce Çinliler tarafından kullanılmış ve 16. yüzyılda Portekizli denizciler tarafından Avrupa'ya getirilmiştir. Porselen diş hekimliğinde ilk kez 1774 yılında Saint-Germain-les-Lays yakınlarındaki bir eczacı olan Duchateau tarafından kullanılmıştır.1985 yılında John Allen, ilk kez bir porselen protezi başarıyla üretmiştir. Aynı yüzyılın sonlarında

çeşitli çömlekçiler porseleni diş hekimliğinin farklı alanlarına uygulama girişiminde bulunmuştur (Bulduk, 2003). Porselen tozunun gelişmesi ve pişirme fırınlarındaki ki teknolojik gelişmelere bağlı olarak yeni porselen tozlarına yönelik çalışmalar devam etmiştir. Elektrikli fırının icadı ve fırında pişirilen porselenin hassas kontrol edilebilmesi, porselen fırınının daha yüksek sıcaklıklarda kullanılmasını mümkün kılmıştır. Bu şekilde elde edilen porselen daha dayanıklı ve şeffaf olarak üretilmiştir. İlk başlarda porselen çalışmalarından iyi sonuç alınamamış ve porselende oluşan protezlerin pişirim sonrası düzgün numune çıkarılmasına yönelik çalışmalar artmıştır. Önerilen çeşitli teknolojiler arasında ilk vakumda pişirme yapay porselen dişleri elde etmeyi başarmıştır. Bunu takiben porselen dişler, dolgular ve benzeri porselen ürünler vakumda hazırlanabilmiştir.

Porselen pişirme teknikleri, porselenin vakumda uygulanmasıyla başlamış, hem hava hem de vakum altında daha hassas boyutlarda üretilebilmiştir . Vakumla pişirilen porselen dişler, havayla pişirilen porselen dişlerden %20 daha dayanıklı olmuştur. Porozite neredeyse yok denecek kadar azalmıştır. Vakumla pişirilen porselenlerde boşluklar toplam porselen hacminin %0,1'ini oluştururken, normal atmosferde pişirilen porselenlerde bu oran porselen hacminin %4,5'i gibi önemli bir orandır. Porselenin gözenekli yapısında ki hava kabarcıkları porselenin şeffaflığını azaltarak hem matlaştırır hem de mekanik özelliğini düşürür. Düşük gözenekliliği ve yüksek şeffaflığı nedeniyle vakumla pişirilen porselen, estetiğini büyük ölçüde artırır. Ancak günümüzde porselen çeşitlerinde ve fırınlarda görülen büyük aşama, yukarıda bahsedilen porselenlerin atmosferde ve vakumda pişirilmesi arasındaki büyük farklılıklar nedeniyle ortadan kaldırılmıştır. (Bulduk, 2003).

Son yıllarda sabit dişlerde seramik kullanımı oldukça artmıştır. Özellikle metal destekli protezlerde metal yerine seramik seçimine olan ilgi hızla artmaktadır. Porselenin ilk kullanıldığı zamanlarda, porselen malzemeleri ve porselen tozlarını pişirmek için düşük sıcaklıklı gazla çalışan fırın kullanılıyorken, ilerleyen teknoloji ve elektrikli fırınların keşfiyle yüksek sıcaklıklarda eritilen porselenlere şekil verilmesiyle yüksek mukavemetli diş protezlerinin üretimini gerçekleştirilmiştir. (Şekil 1.1) Antik Mısır'da yapılmış diş köprüsü ve günümüzde yapılan bir seramik porselen örneği verilmiştir (Arkeofili,2017)



Şekil 1.1. Antik Mısır’da (a) ve günümüzde (b) kullanılan diş örnekleri

Diş porselenlerinin en büyük sorunu seramik kökenli olduğu için uygulanan oksiklerden kaynaklanan termal iletkenlik farklılıkları ve ağız içerisindeki uygulamaya bağlı olarak basma çekme farklarından dolayı çatlaklar oluşmaktadır. Gerek üretimde gerekse uygulamadan sonra çatlaklar oluşabilir. Bu da hasta konforunu olumsuz etkileyebilir. Dolayısıyla malzemeye ihtiyaç artmıştır. Son yıllarda bu probleme yönelik olarak bir çok çalışma sayısı artmıştır. Dolayısıyla yukarıda verilen problemleri ve termal genişlemeyi minimize etmek için bu çalışmada diş porselen tozu ve bloklarının üretimi hedeflenmiştir.

Çalışmada, diş porseleni uygulamasına yönelik farklı oranlarda bor içeren toz seramikler üretilmiş, bu tozlar preslenerek 900°C’de sıcaklığa maruz bırakılarak 10x10 mm boyutunda diş porselen blokları başarı ile üretilmiştir. Üretilen diş porselen tozu ve blokların basma, sertlik, aşınma testi yapılarak taramalı ekran mikroskobu (SEM) ve X-ışını difraksiyonu (XRD) ile analiz edilmiştir. Üretilen diş porselen tozları metal destek üzerine uygulanarak prototip ürüne dönüştürülmüştür.

2. LİTERATÜR ARAŞTIRMASI

Aksoy vd, 2007 yaptığı çalışmada, porselen üretiminde bazaltın kullanılabilirliğini araştırmıştır. Araştırmasında geleneksel porselen birleşiminde bulunan hammadde olan kaolen, feldspat, kuvars üçlüsünde kuvars yerine bazaltın kullanılabilirliğini araştırmıştır. Kuvars içerisinde silika bulunduran bazalt, geleneksel porselen sistemi içinde %5,10,15,20 oranlarında aşamalı olarak eklenmiştir. Deneylerin sonucunda artan bazalt katkısını bağlı olarak kuruma ve pişme küçülmesi, yoğunluk, su emme, dielektrik dayanım ve basma mukavemeti değeri düşerken, ağırlık kaybı ve gözeneklerin miktarında artma görülmüştür. Standart porselen bileşimlerinde, artan sıcaklıkla pişme küçülmesi artmıştır. Bazalt ilavesi ve sinterleme sıcaklığının artması ile pişme çekmesi azalmıştır. Bazalt ilavesiyle artan ergitici bileşimi sinterleme sıcaklığının artmasıyla sıvı faz oluşturmuştur. Bu faz buharlaştıkça gözenek oluşumu, yoğunlukta azalma ve hacim büyümesine bağlı olarak pişme küçülmesinde azalma gözlenmiştir.

Beck vd, 2010 yaptığı çalışmada, feldspat ve zirkonyum seramiklerdeki mikro çatlakların saptanmasında transillüminasyonun hassasiyetini değerlendirmiş ve transillüminasyonu floresan penetrasyonu ile karşılaştırmış, feldspat seramiklerdeki çatlakların %37'sinin ve feldspat karoların %64'ünün çatladığını bildirmiştir. Zirkonyum seramik disklerdeki çatlaklar, transillüminasyon teknikleri kullanılarak incelenemez. Feldspat seramiklerde iletim tekniği ile saptanabilen minimum çatlak uzunluğu yaklaşık olarak 33 µm iken zirkonyumda ise 54 µm'dir.

Dutra vd, 2014 yaptığı çalışmada seçilen diş porseleni, başlangıç tozuna potasyum hekzaitanat lifleri eklenmiş ve sinterleme proses farklılıklarının mekanik özelliklere etkisine bakılmıştır. Sıcak presle yapılan sinterleme çalışmaları ve lif ilavesiyle elastic modül, yoğunluk ve kırılma mukavemetinde artış görülmüştür. Potasyum hekzaitanat liflerinin eklenmesi porselenin mukavemetini artırırken malzemenin daha opak hale geldiği görülmüştür.

Etman vd, 2009 yaptığı çalışmada, çatlak tespitinde konfokal lazer tarama ve SEM tekniklerini karşılaştırmış ve SEM'in yüzey çatlaklarını tespit etmede iyi olduğunu ancak konfokal lazer taramanın malzemelerdeki çatlakları da tespit edebildiğini bildirmiştir.

Harabi vd, 2016, yaptığı çalışmada bor oksiti kil, kuvars ve feldspat içeren yüksek sıcaklıkta sinterlenen ($< 1100\text{ }^{\circ}\text{C}$) diş porseleni üretiminde kullanmıştır. Bor oksit ilavesiyle sinterleme sıcaklığı $50\text{ }^{\circ}\text{C}$ düşürülmüştür.

Lee vd , 2020 yaptığı çalışmada , temel amacı, boron nitrür nanoplakalar (BNNP) dişle alakalı materyallere uygun olup olmadığını araştırmıştır. BNNP'ler, yüksek enerjili bilyalı öğütme ve bir zirkonya matrisi üzerinde dağılmış h-BN'nin pul pul dökülmesiyle hazırlanmıştır. Sonrasında kompozit toz ve kıvılcım plazma sinterlemesi kullanarak birleştirmiştir. BNNP'ler ile dağılmış zirkonya, hacimce %1-1.5 oranında BNNP'lerin eklenmesiyle %27'e kadar kırılma tokluğunda artış gözlenmiştir. Ayrıca, BNNP'nin eklenmesiyle tribolojik özellikler de geliştirilmiştir.

Kato vd, 2004 yaptığı çalışmada, feldspat porselenin bağ dayanımı ve dayanıklılığı incelemiştir. Sonuçlar, beşli termal döngüden sonra bağ kuvvetinde önemli bir düşüş gösterdiğini göstermiştir. Bununla birlikte, 20.000 devirden sonra 20 MPa'dan daha yüksek kesme bağ kuvvetleri sergilemiştir.

Kaya ve Karasu vd, 2008 yaptığı çalışmada, seramik üretimi için zirkonyum üretiminde üç farklı ticari zirkon ve iki farklı opasite, dentin, mine ve sır tozları ve metallsiz dış restorasyonlar için porselenler raporlanmıştır. Opak, dentin, mine ve mine tabakaları manuel ve Cad/Cam sistemli ekipmanlarda destek formunda işlenen zirkonya destekler üzerine uygulama için geliştirilmiştir. Sonuç olarak çalışmada üretilen zirkonya iskele ve dış porselen kullanılarak ticari ürün ile aynı özelliklere sahip metal içermeyen fiksasyon diş numune üretilmesi mümkün olmuştur.

Kılıç vd, 2003 yaptığı çalışmada , porselen dişlerin üretiminde doğal seramik hammaddelerinin kullanımını ve bu dişlerde metal-seramik ara yüzünün karakterizasyonunu incelemiştir. Metal bir taban üzerinde üç farklı porselen tozu karışımını (opak, dentin ve şeffaf) kullanarak porselen dişler yapmıştır. Opak, dentin ve şeffaf gibi farklı karışımların tozlarını yapmak için kaolin, feldspat, kuvars ve diğer seramik hammaddeleri kullanılmıştır. Üretilen bu tozlar $1200\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'de 2 saat süreyle frit füzyona tabi tutulmuştur. Buradan elde edilen yapı, kırma, öğütme ve eleme işlemlerinden geçerek dental porselen tozu üretilmiştir. Sonuç olarak piyasada orijinal olarak kullanılan diş tozlarının doğal seramik hammaddelerinden üretilbileceği görülmüştür.

Kurt vd , 2005 yaptığı çalışmada, estetik ve dayanıklılık gerektiren sistemlerinin kullanılmasını savunmuştur. Birçok porselenin en büyük dezavantajı aşınma ve yıpranmadır. Bu çalışmanın sonucunda, düşük erime noktalı ticari porselen Finesse ve Omega 900, geleneksel feldspat porselen Ceremco 2'ye göre önemli ölçüde daha az mine aşınmasına neden olmuştur. Aralarında mine çıkarma oranları açısından istatistiksel olarak fark olmadığı gözlenmiştir.

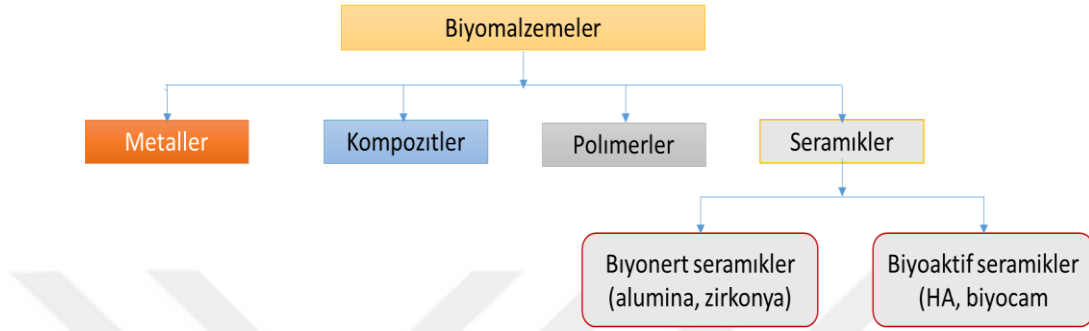
Kim vd, 2012 yaptığı çalışmada, 3 çeşit zirkon seramik, sıcak pres seramik ve geleneksel feldspat porselenin aşınma direncini incelemiştir. Çalışmanın sonucunda, ticari Vita-Omega 900'ün en fazla diş minesini aşınmasına neden olduğunu, ardından IPS e.max Press, Prettau, Lava ve Rainbow'un geldiğini göstermiştir. Vita-Omega 900 ve IPS e.max Press arasında anlamlı bir fark elde edilmiştir. Seramik numunelerin yüzey pürüzlülüğü ne olursa olsun insan diş minesinin aşınma değerleri feldspat porselenlere göre anlamlı derecede yüksek çıktığını gözlemlemiştir.

Kuo vd, 2022 yaptığı çalışmada, bor oksiti biyocam kompozisyonuna ekleyerek biyo aktif cam kaplama elde etmek için kullanmıştır. İlaveyle birlikte termal genleşme katsayısının azaldığı belirlenmiştir.

Sonuç olarak özellikle bor oksit ilaveli yapılan çalışmalarda termal genleşmeyi düşürdüğü, termal proseslerde sıcaklığı düşürdüğü ve sinterleme veya ergitme ajanı olarak kullanıldığı görülmektedir. Yapılan çalışmaların proses sıcaklıkları yüksek olup, düşük sıcaklık diş proselenine yönelik çalışma sayısı yeterli olmayıp bu çalışmada daha düşük sıcaklıklarda diş porseleni üretilmiş ve bor oksit ilavesinin mekanik etkileri incelenmiştir.

3. SERAMİK BİYO MALZEMELER

Biyoseramik malzemeler, korozyon direnci, yüksek basma dayanımı ve düşük elektrik ve termal iletkenliği nedeniyle metalik biyomalzemelere iyi bir alternatif olarak ortaya çıkmaktadır (Thomas vd., 2018). Biyo malzemelerin sınıflandırması Şekil 3.1.'de görüldüğü gibidir



Şekil 3.1 Biyo malzemelerin sınıflandırılması

Biyo malzemeler metal, polimer, kompozit ve seramikler olmak üzere 4 gruba ayrılmaktadır. Bu malzemelerin her birinin kullanım şekilleri farklı olmakla beraber avantajları olduğu gibi dezavantajları da bulunmaktadır Tablo 3.1'de görüldüğü gibidir.

Tablo 3.1. Biyo malzemelerin avantajları, dezavantajları ve kullanım şekilleri

Biyomalzeler	Avantaj	Dezavantaj	Kullanım
Metaller	Dayanıklı, Şekillendirilebilir	Korozyona elverişli yoğunluğu yüksek	Eklem protezleriKemik plakları, vida
Polimerler	Elastik üretimi kolay	Güçlü değil Zamanla deformasyona uğraması	Diş impilatları Dikişler, kan damarları Kalça protezi soketi
Kompozitler	Dayanıklı özel tasarım	Üretimi zor	Eklem implantları Kalp kapakları
Seramikler	Yüksek biouyumluluk , inert	Kırılgan Üretimi zor	Diş, kalça protezi kafası Implant kaplaması

Seramiğin insan yaşamında yarattığı en büyük devrimlerden biri de, son kırk yılda hasar gören veya işlevini yitiren vücut uzuvlarını onarmak, yeniden yapılandırmak veya değiştirmek için özel olarak tasarlanmış seramiğin geliştirilmesi ve kullanılmasıdır. Bu amaçla kullanılan seramikler "biyoseramik" olarak bilinir.

Biyoseramikler polikristalin seramikler (alümina ve hidroksiapatit), biyoaktif camlar, biyoaktif cam seramikler veya biyoaktif kompozitler (polietilen-hidroksiapatit) olarak hazırlanabilir. Bu malzemeler hijyen alanında geniş uygulama alanları olan önemli bir inorganik malzeme grubunu oluşturmaktadır (Gümüşderelioğlu, 2002).

Biyouyumlu diş porselen seramikler, iyonik ve kovalent bağlara sahip inorganik metalik olmayan bileşiklerdir. Vücudun hasarlı, hastalıklı veya aşınmış bölgelerinde kullanılmak üzere tasarlanan ve üretilen, korozyon direnci yüksek, elektrik ve ısı iletkenliği düşük seramikler "biyoseramik" olarak bilinmektedir (Saenz vd, 1999).

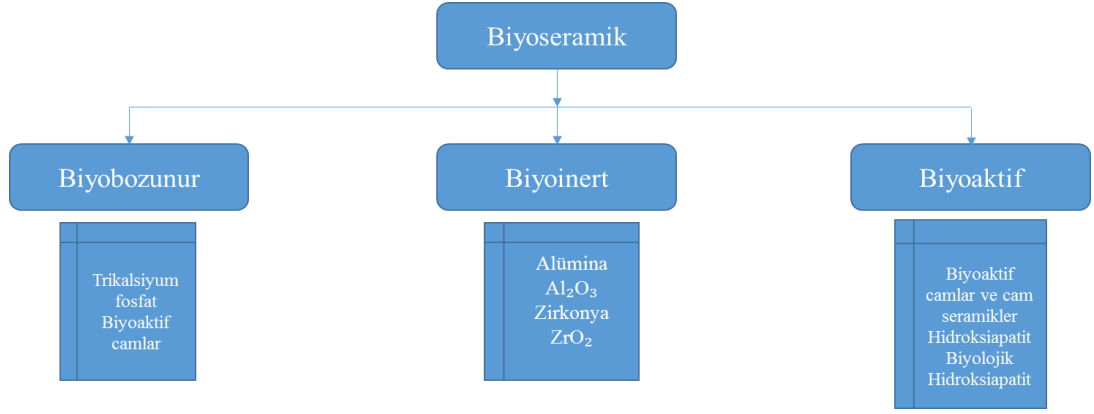
Biyoseramiklerin en önemli avantajlarından biri vücut dokuları ile uyumlu olmasıdır. Bu nedenle biyoseramik malzemeler biyomedikal alanda kullanım için güvenli olup vücut dokuları ile etkileşimde etkilidir. Mukavemet, sertlik ve aşınma direnci gibi mekanik özellikler açısından biyoseramik malzemelerin performansı ideal değerdedir. Biyoseramik malzemelerin kırılma ve düşük kırılma tokluğu gibi eksiklikleri uygulama alanlarını sınırlandırmaktadır. Biyo seramiklerin kullanım şekillerine göre avantajları ve dezavantajları Tablo 3.2. 'de görüldüğü gibidir.

Tablo 3.2. Biyoseramiklerin avantajları ve dezavantajları

Avantajlar	Dezavantaj
Canlı vücutta kararlılık göstermeleri Çeşitli şekillerde ve gözeneklerde üretimi mevcuttur	Zayıf elektrik ve termal iletkenliğe sahiptirler Tekrarlanabilirlik çok zordur
Düşük çekme mukavemeti, yüksek basınç mukavemeti olması Apatit fazında yapılmış seramikler, doğal kemik ve yapı bakımından benzer olması Yüksek erime sıcaklığı olması Yüksek biyouyumluluk ve korozyon direnci	Düşük tokluk ve süneklik ile sert ve kırılma

3.1 Biyoseramikler

Biyoseramikler, biyobozunur, biyoinert ve biyoaktif olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır (Şekil 3.2)



Şekil 3.2 Biyo seramiklerin sınıflandırılması ve örnek malzemeler

Biyoinert seramiklerde, gözenekli metaller üzerinde mikro gözenekli alümina veya hidroksiapatit (HA) kaplanarak, gözenekler içinde doku büyümesi sağlanır ve iyi bir mekanik bağlanma sağlanır. Bu seramiğin reaktif olmaması nedeniyle, alüminaya bitişik kemik dokusunun veya diğer biyoinert implantların rekonstrüksiyonu, immün reaksiyonlar veya biyokimyasal maddeler tarafından bozulmaz. İkinci sınıf malzemeler kalsiyum sülfat, trikalsiyum fosfat ve kalsiyum fosfat tuzlarıdır. Bu implantlar yavaş yavaş küçülür ve çevredeki doğal doku ile değiştirilir.

Üçüncü seramik kemik yapısı ile etkileşir ve kimyasal bağlar oluşturur. Bu tür seramiklerin örnekleri, HA (hidroksiapatit), biyoaktif cam ve biyoaktif cam seramiklerdir.

HA uygulaması, diş hekimliği, travmatoloji ve ortopedide kemik eksikliklerini doldurmak, ortopedide sert doku kusurlarını artırmak, travmatoloji ve ortopedide kemikler arasında köprüler kurmaktır (Bengisu , 2001). Diğer biyomalzemelerden biri de diş porselenleri olup biyo seramik malzemedir. Belirli oranda kaolin (porselen kili), kuvars ve feldispat içererek yoğun yapılı (boşluksuz), şeffaf, parlak ve yüksek mukavemetli porselen ürünler haline getirilebilir. Bu ürünler dental uygulamalar açısından incelendiğinde dişlere gerekli şeffaflığı ve sağlamlığı sağladığı için alanında yaygın olarak kullanılmaktadır.

Pişirim sıcaklığı ve kullanılan hammaddeler maliyet, istenilen rengin elde edilmesindeki hususlar önemli parametrelerdir. Bu nedenle dental porselen üretim sıcaklığının ayarlanması gerekmektedir. Ayrıca pişirme süresi porselen üretiminde hem katılaşması hem de istenilen rengin elde edilmesi açısından önemli rol oynar (Bengisu, 2001). Bu nedenle dental porselen üretiminde kullanılan hammadde, porselenden beklenen özellikleri sağlayabilecek bir hammadde olmalıdır.

Düşük erime noktalı dental porselen üretimi ile ilgili bu çalışmanın amacı, ülkemizdeki hammaddelerin kullanılmasını ve belli oranda ithal diş tozu üretilmesini sağlamaktır.

3.1.1 Biyoinert Seramik Malzeme

Temas ettikleri vücut dokusuyla ilk temasta etkileşime girmezler, malzemenin yüzeyine yakın ipliksi kapsüller oluşturarak bulundukları bölgedeki hücreleri mekanik hasardan korurlar. Oluşturulan bu kapsüller malzemeyi tamamen çevreler. Malzeme ile doku arasında oluşan lifli hücrelerin yapışkan özelliği yoktur ve malzemeyi dokudan izole ederek korurlar (Banerjee, 2010).

3.1.2 Biyoaktif Seramik Malzemeler

Vücut dokuları ile doğrudan biyokimyasal bağlar oluşturabilirler veya benzer hücrelerin oluşumuna yardımcı olabilirler. Biyoaktif seramik malzemeler yüksek biyolojik aktiviteye sahiptir, bu nedenle kolayca doku hücrelerine dönüşebilirler. Ayrıca materyaller ve dokular arasındaki olası hareketler de engellenmektedir (Kükürtcü, 2008).

Dokunun doğal iyileşmesine benzer bir süreçle doku ile etkileşime girerler. Biyoaktif seramik malzemelerin yüzeyi çok hızlı değişir ve malzeme hızla çözünerek dokuyu yer değiştirir. Bu davranışı sergileyen malzemeler "emilebilir" malzemeler olarak bilinir (Oonishi ve Oomamiuda, 1998).

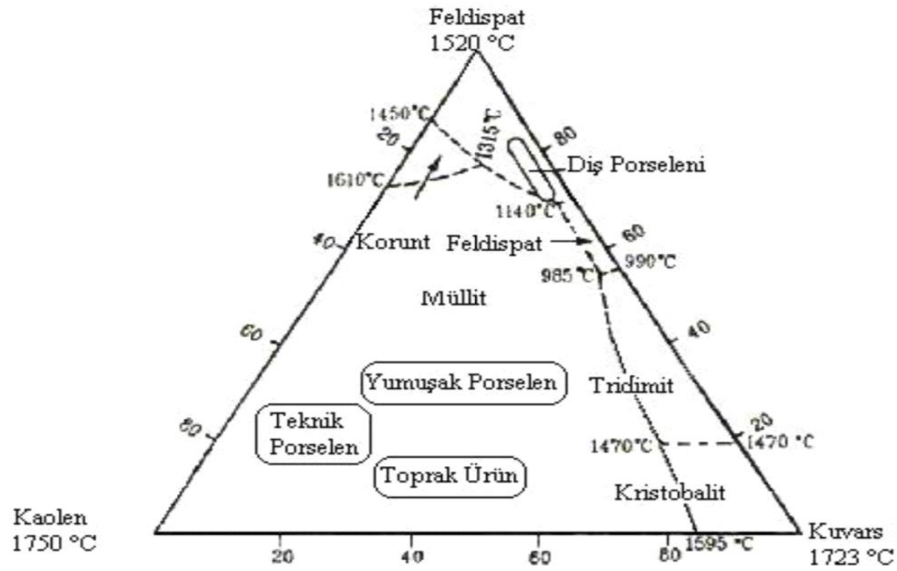
3.1.3 Biyobozunur Seramik Malzemeler

Zamanla, biyobozunur malzeme vücutta çözünür ve çevreleyen doku ile birleşir. Biyoemilebilir materyaller ile vücut dokusu arasındaki etkileşimin yüksek olması nedeniyle zamanla vücuda yerleştirilen materyali dokudan ayırt etmek imkansızdır. Bu süreç bir malzeme parçalanma ve mekanik zayıflama dönemidir (Fu vd , 1999).

Bozunur malzemeler vücut sıvıları tarafından kolayca parçalanır ve makrofajlar tarafından kolayca sindirilir. Bu çözünür maddeler toksin olmamalı ve hücrelere zarar vermeden yok olmalıdır (Gümüşderelioğlu, 2002).

4. DİŞ PORSELENİ YAPISI VE ÜRETİMİ

Diş porselenlerinin yapısı olarak ilk diş porselenleri feldispat, kaolen ve kuvars karışımından meydana gelmekte olup, bilişmsel bakımdan diğer porselenlerden oldukça farklı bir yapıdadır Şekil 4.1’de geleneksel ve diş porselenin bileşimi Tablo 4.1.’de sunulmuştur. Kaolen, hidrate alümina silikat olup bağlayıcı görevi üstlenerek pişmemiş porselenin şekillendirme yeteneğinin artırılmasında fayda sağlar. Çok az miktarda kullanımı bile opaklık sağlamaktadır. Dolayısıyla, ilk diş porselenlerinde istenilen ışık geçirgenliği elde edilememiştir. Sonuç olarak, geliştirilen diş porseleni karışımlarından kaolen çıkartılıp, yerine feldispatik cam kullanılmıştır. Böylelikle istenilen geçirgenlik sağlanmaya çalışılmıştır (McCabe, 1998).



Şekil 4.1 Kaolen-kuvars-feldispat üçlü faz diyagramı (Ravaglioli ve Krajewski , 1992)

Tablo 4.1 Porselen bileşenleri (Ağırlıkça %) (McCabe, 1998)

Porselen Türü	Kaolin (ağ.%)	Kuvars (ağ.%)	Feldispat (ağ.%)
Ev Porseleni	50	20-25	25-30
Dental Porseleni	0	25	65

Pişirim süreci sırasında feldispatın erimesi ile ortaya çıkan camsı faz içinde ince kristaller şeklinde dağılan kuvars yapıyı güçlendirici madde görevi görmüştür. Kullanılmakta olan feldispatlar potasyum alümina silikat ve sodyum alümina silikatların karışımından ortaya çıkmaktadır.

Genel bir diş porselen bileşiminin formülizasyonu Tablo 4.2’de verilmiştir. Buna göre ana cam yapıcı oksit SiO_2 olup, diğer oksitler ergitme ve kararlılık sağlayıcı oksitler olarak davranmaktadır. Ana bir porselen bünyesinde kullanılan hammaddeler ve içerdiği oksitler bulunmuş olup Tablo 4.2’de gösterilmiştir.

Üretilmiş olan bir diş porselenin içerdiği oranları ve isimleri Tablo 4.3’de verilmiştir

Tablo 4.2 Ana bir porselen bünyesinde kullanılan hammaddeler ve içerdiği oksitler

Oksit	Pegmatit MS öncesi	MS sonrası pegmatit	Kil	Kuvars
SiO_2	71,80	73,32	45,41	98,66
Al_2O_3	14,59	14,99	34,39	0,39
Fe_2O_3	1,00	0,05	1,13	0,07
TiO_2	0,11	0,04	0,89	0,01
CaO	0,06	0,05	1,07	0,10
MgO	0,10	0,08	0,76	0,02
K_2O	10,00	9010	0,42	0,12
Na_2O	2,00	3,18	0,87	0,09
L.O.I	0,58	0,20	14,67	0,37

Tablo 4.3 Temel bir diş porselen bünyesinin oksit bileşimi (Ağırlıkça %) (Rauf ,2011)

Oksit	Ağ. (%)
2011SiO_2	62.83
Al_2O_3	28.64
Fe_2O_3	0.92
TiO_2	0.73
CaO	1.07
MgO	0.60
K_2O	3.78
Na_2O	1.10

Dental porselen tozlarını hazırlamak için, bileşenler önce uygun şekilde karıştırılır ve ek metal oksitlerle eritilir, ardından suya dökülür. Camın aşırı hızlı soğumanın yarattığı stres nedeniyle parçalanmasıyla oluşan malzemeye frit, işleme cam fritleştirilmesi denir. Son olarak elde edilen farklı özelliklerdeki fritlerin uygun bileşimde karıştırılıp öğütülmesi ile diş teknisyenlerinin kullandığı tozlar elde edilmiştir (Kaya, 2008).

Porselen kuronların pişirilmesi sırasında herhangi bir kimyasal olay meydana gelmemiştir. Cam geçiş sıcaklığının üzerinde erime sonucu cam yapı bozulur ve sıvı faz sinterleme ile taneler birbirine bağlanmıştır. Porselen tozunun partikül boyutu

dağılımı da önemlidir. Tozlar uygun bir tane boyutunda bir araya getirildiğinde, çok kompakt bir yapı oluşturacak ve pişme çekmesi en aza indirilmiştir (Kılıç, 2003). Porselen tozunun rengi genellikle doğal dişlerin rengiyle eşleşmiştir. Bu amaçla, ağırlıklı olarak pişirme sıcaklığında stabil olan metal oksit pigmentleri kullanılmıştır. Opalesans, dental porselen karışımlarına eklenen, görünür ışığın dalga boyuna yakın parçacık boyutuna ve yüksek kırılma indisine sahip metal oksitlerin ışığı saçmasıyla elde edilen bir etkidir. Doğal dişler bu etkiye sahip olduğu için ortaya çıkan porselenin daha doğal görünmesi için bu bileşenler eklenir. Porselen kaplamanın üst yüzeyi, daha pürüzsüz, daha canlı bir görünüm vermek için erime noktası düşük sır ile kaplanabilir. Öte yandan sır kullanılmadan fırın sıcaklığı değiştirilerek istenilen yüzey kalitesi elde edilebilir. Ancak bu teknik çok popüler değildir çünkü ürün aşırı ısınma ile deforme olabilir (Kaya, 2008).

4.1 Diş Porseleni Üretiminde Kullanılan Malzemeler

Kil, kuvars ve feldispat, porselen yapımında kullanılan üç ana hammaddedir. Protez için kullanılan porselen, porselen hammaddelerinin bir karışımının eritilmesiyle elde edilir.

Dental porselenin üretim prensibi zor ve maliyetli olmasına rağmen diş eti ile uyumu, sıvılarla reaksiyona girmemesi ve doğal diş güzelliğine en yakın görünümü nedeniyle diş hekimleri tarafından tercih edilmektedir (Akın , 1983 ; Bulduk , 2003)

Diş porselenlerinin bileşimi; camın dental porselendeki kararlılığı, silikon ve oksijenin oluşturduğu bağ kafesine ve kovalent bağların sayısına bağlıdır. Dental porselen en az %50 SiO₂ içermelidir. Dental porselen katkı maddeleri arasında stabilize edici oksitler, plastikleştiriciler ve dental porselenin sertlik, kristalleşme direnci ve düşük erime noktası özelliklerine sahip olmasını sağlayan katkı maddeleri bulunur. Dental porseleni oluşturan ana kimyasal bileşenler ara oksitler, silika ve flux'tur (Lean, 1979).

Silika (SiO₂): Diş hekimliğinde kullanılan seramikler en az ağırlık %50-60 oranında silika içerir. Silikanın kimyasal yapısı nedeniyle yüksek bir erime sıcaklığına sahiptir. Silika, porselen protezlerde iskelet görevi görür. Seramikleri güçlendirebilmesine ve bileşenlerin yüksek sıcaklıklarda akmasını engelleyebilmesine rağmen, seramiklerin pişme sonrası çekmesini önleyebilir (Lean,1979 ; Bulduk , 2003).

Diğer bir malzeme olan flaklaştırıcı (Ergitici): Flaklaştırma da ana eleman olan Na_2O , CaO ve K_2O olarak verilir. Bu akışkanların amacı, camı oluşturan ana eleman olan oksijenin arasındaki bağlantıyı zayıflatarak camın yumuşama noktasındaki ısıyı düşürmektir.

Al_2O_3 diş porseleni üretiminde kullanılan bir ara oksit olup, dental porselenin temel iskeleti olan silikona eklenen modifiye edicidir ve Al_2O_3 bu porselenin yumuşama sıcaklığını ve viskozitesini düşürebilir. Dental porselende, sıcaklıktaki ani bir düşüş veya artış sırasında mukavemet gereklidir. Bu nedenle porselen iskeletini oluşturan camın düşük fırın sıcaklığı ve yüksek viskozite ile üretilmesi gerekmektedir. Bu nedenle üretim sürecinde cam karışımına ara oksitler eklenir.

Al_2O_3 sert ve güçlü bir mineral olup, camın dayanıklılığını arttırmak için ağırlık %15 kadar ilave edilebilir. Porselene alümina katılarak porselen yüzeyinde oluşan çatlakların ilerlemesini engellerken porselene yüksek mukavemet kazandırmak mümkündür. Al_2O_3 porselene opak bir görünüm verir (Akın 1983; Bulduk, 2003). Saf oksitlerin dışında potasyum oksit, Al_2O_3 , silika ve sodyum oksit kaynağı olarak aşağıdaki hammaddelerden yararlanılmaktadır.

Feldispat : Feldispatlar genellikle potasyum ve sodyum feldispat olup potasyum oksit alumina ve silika kaynağıdır. Dental seramiklerin %50-80'ini oluşturan feldispat ince öğütülür ve seramik yapıya eklenir. Feldispat, cam matrisi oluşturan temel hammaddelerden biri olup, bunlar potasyum ve sodyum silikatlarıdır. Belirli bir malzeme reçetelerinde potasyum feldispatın albite oranı değişir. Porselen üreticileri için bu oran çok önemlidir. İki tür feldispat, porselene tamamen farklı özellikler kazandırır. Günümüzde kullanılan çoğu seramik potasyum feldispat içerir. Albit 1159 °C'de tamamen erir, potasyum ise ~1200 °C'de ayrışır ve tam erime için 1530 °C'ye kadar devam eder. Potasyum feldispat geniş erime aralığı nedeniyle tercih edilmektedir. Cam üretimi sırasında seramiğin pişirme işlemi sırasında erimesini ve akmasını engeller. Porselene belirli bir şeffaflık kazandırır (Zaimoğlu vd, 1993 ; Akın 1983 ; Bulduk, 2003).

Potasyum Feldispat, ışık geçirme özelliğinden dolayı günümüz porselen sisteminin önemli bir bölümünde bulunur. 1250-1500°C sıcaklık aralığında kuvars ve kaolin ile erir ve bir cam matris oluşturur. Potasyum feldispat sadece erimiş camın

viskozitesini arttırmakla kalmaz, aynı zamanda sinterleme sırasında seramiğin termoplastik akışının kontrolüne de yardımcı olur. Yani erimiş malzemenin akışkanlığını azaltarak porselen gövde oluşumuna katkı sağlar (Zaimoğlu vd ,1993 ; Akın, 1983).

Sodyum Feldispat, porselenin erime sıcaklığını düşürür. Potasyum feldispattan daha az uygun kabul edilir. Sodyum, potasyum ve kalsiyum oksit gibi cam değiştiriciler de porselenin termal genleşme katsayısını artırmak için sıvı görevi görür. Bu genleşme, porselenin temel genleşmesinin alaşımın ısı genleşmesiyle uyumlu olmasını sağlar (Zaimoğlu vd,1993 ; Bulduk, 2003).

Kuvars , tamamen SiO_2 'den oluşur ve bazı kayalardan, deniz kumundan ve çakıldan elde edilir. Yüksek erime sıcaklığına (yaklaşık 1750°C) sahiptir. Diğer bileşenlerin aktığı sıcaklık bölgesinde bir iskelet görevi görür. Kütleyi yüksek sıcaklıklarda stabilize ederek, seramiğin metalik alt yapı üzerinde şeklini korumasını sağlar. Yüksek ısıda akmasını engeller. Seramiği güçlendirir ve pişme sonrası çekilmeyi önler (Zaimoğlu vd.,1993 ; Bulduk, 2003).

Boroksit için ergime noktası 510°C olup, yoğunluğu 2.46 g/cm^3 tür. Bu oksit cam teknolojilerinde ergime noktasını düşürmek için ergitici olarak kullanılmakta olup, üretilen malzemenin geçirgenliğini de artırmaktadır. Ayrıca, bir çok biyoyoumluluk gerektiren uygulamalarda da kullanılmaktadır (Matori vd., 2023; Xiao vd., 2014).

4.2 Diş Porseleni Sistemleri

Diş porselen sistemlerinden biri diş porseleni olup; metal-porselen restorasyonu için kullanılan porselenin yapısında feldspat içeren yapılar tercih edilir. Bunların termal genleşmeleri yüksektir. Feldspatik yapılar yüksek alkali içerir. Yüksek düzeyde sodyum karbonat ve potasyum karbonat, termal genleşmeyi artırır ve metal altyapı ile uyum sağlar. Bununla birlikte, metal porselende kullanılan yüksek genleşmeli porselen, artan alkali içeriği nedeniyle daha kristalli olma eğilimindedir (Claus, 1982).

Opak Porselen , doğrudan metal yüzeylere uygulanan opak porselen, yaklaşık olarak sodyum/potasyum feldispat cam sıvı karışımıdır. Opak porselenin metal

yapısını kaplamak için opak porselenin kalınlığını en aza indirmek için çok miktarda opaklaştırıcı kullanılır (Claus ,1982). Opak porselenin uygulaması Şekil (4.2)'de görüldüğü gibidir



Şekil 4.2 Opak porselenin uygulaması

Bünye ve mine porseleni, opak porselenini çevreleyen dentin ve mine porseleni feldispatik porselenden oluşmaktadır. Mine porselenin içinde akışkan olarak bor oksit veya lityum oksit katılmamaktadır. Ancak azı dental mine porselenlerinde bu oksitlere küçük oranda rastlanmaktadır. Bununla birlikte mine porselenleri düzenli porselenden çok büyük bir farkla ayrılmamaktadır. Son ürün içinde bulunan alkali türü ve oranının türü çok önemlidir. Na^+ iyonları, ana cam üreticisi olan SiO_4 ağını bozar ve fazla kullanıldığında camın kristalleşmesine neden olur. Ayrıca yüksek alkali içeriği genleşmeyi artırır (Claus, 1982).Bünye ve mine porseleni Şekil 4.3.'de görüldüğü gibidir



Şekil 4.3 Bünye porselen görüntüsü

Sır porseleni, diş mineleri, pürüzsüz bir yüzey oluşturmak için porselen bir yüzeye uygulanan vitray tozlarıdır. Sır normalde restorasyonun sıcaklığından daha düşük bir sıcaklıkta pişirilmelidir ve termal genleşme katsayısı porselen gövdeninkinden daha düşük olmalıdır. Sır yüksek bir genleşmeye sahipse, gerilim altında soğur ve ince çatlaklara neden olur.

Alümina içeriğini azaltarak ve sodyum oksit ve kalsiyum tuzlarını artırarak daha düşük fırınlama sıcaklıkları elde edilir. Bu porselenin özelliği, estetikten ödün vermeden porselen kronun dayanıklılığını artırmaktır. Dental porselen yüksek basınç dayanımına sahip olmasına rağmen doğal yapısındaki iç poroziteden dolayı çekme kuvvetlerine karşı daha az dayanıklıdır. Bu gözenekler gerilimin ortaya çıkmasına neden olur. Dental porselenin yapısındaki bu zayıflık, çeşitli yöntemlerin geliştirilmesini gerektirir. Son yıllara kadar rijit metal altyapı ile desteklenen metalsiz destekli porselenlerin kullanımı, mekanik özellikleri daha yüksek olan yüksek dirençli porselen sistemlerinin ortaya çıkmasıyla artırılmıştır (Claus ,1982).Sır porseleni Şekil 4.4.ve 4.5 'de görüldüğü gibidir.



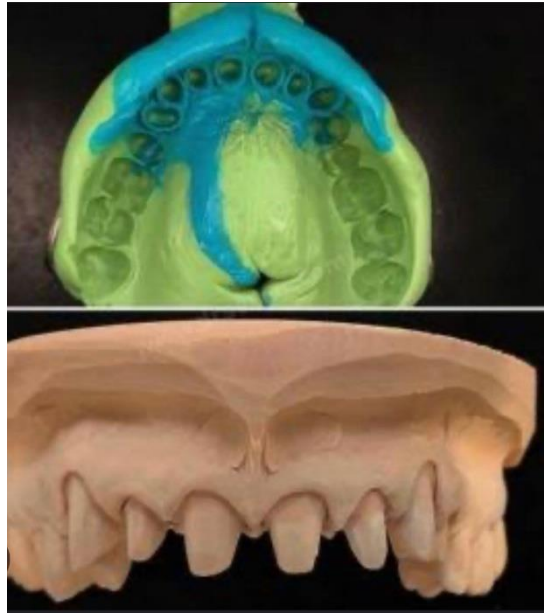
Şekil 4.4. Sır porselen uyguladıktan sonra görünümü



Şekil 4.5 Sır porselen piştikten sonra verdiği parlaklık görünümü

4.3 Diş Porselen Uygulama Aşamaları

Diş porseleni uygulaması aşağıdaki basamaklardan oluşmaktadır. Birinci basamak full porselen uygulaması olup modeller, Dovel pinleri veya epoksiden yapılmış daylar kullanılarak dökülür. Day malzemesi olarak kullanılan epoksi reçinelerin diş rengi, mumlama sırasında görünümü kolaylaştırır ve renklendirme işleminin hassasiyetini artırır. Aşağıda görülen Şekil 4.6' da uygulamanın ilk aşaması ölçüm ve modelaj görünümüdür.



Şekil 4.6 Ölçüm ve modelaj

İkinci basamak mum modelaj olup kalıbı cilalamadan önce yüzeyi yaklaşık 25 mikron kalınlığında boyanır. İlk olarak, oklüzal yüz sonra aksiyal yüzeyler ve servikal

bölgeyi modellenir. Mum kalınlığı en az 1 mm olmalıdır. Ölçüm aşamasından sonra Şekil 4.7' de mum modelaj aşaması görünmektedir.



Şekil 4.7 Mum modelaj kalıp

Diğer bir aşama tijleme işlemi olup mum modelin kalın kenarlarına 2-2,5 mm kalınlığında ve 35 mm uzunluğunda tiji konur. Dökümü oluşturan erimiş koni ile birleştirilir.

Bir sonraki aşama revetmana alma döküm sırasında özel yüksek sıcaklıklı, fosfat içeren revetman kalıbı kullanılmaktadır. Bu yatırımın termal genleşme katsayısı, 400°C'de %0,6 ve 800°C'de %1,6 olması gereken malzemenin büzülmesine uygun olmalıdır. Isıtma sonrası sertlik 90 Kg/cm² olmalıdır. Genel olarak revetmanın hazırlanmasında 69 g toz 8 ml distile su ile vakum altında elektrikli karıştırıcı ile düşük devirde 30 s karıştırılmıştır. Ayrıca vakumda 20-30 saniye titreşim uygulanır. Hava kabarcıklarını önlemek için revetman bir fırça ile mum modele uygulanır. Mum numunesi bir silikon kılıfa yerleştirilir ve dökülür. 60 dakika sonra, kürlenmiş revetman silikon manşetten çıkarılır. Bu silikon manşete sekiz kron yerleştirilebilir (Kaya,2008)

Bir sonraki aşama döküm ve tesviye kürlenmiş gömme blok silikon manşondan çıkarılır ve içinde mum numunesi bulunur ve fırın sıcaklığı 100 °C'yi geçmeyecek şekilde ayarlanarak bir fırında kurutulur. Fırın sıcaklığı 500 °C'ye yükseldiğinde, erimiş mumun serbestçe akabilmesi için döküm numuneyi içeren gömme bloğunu 30 dakika daha fırına baş aşağı yerleştirilir.. Bu sürenin sonunda fırın sıcaklığı 800 °C'ye yükseltilmiş ve 30 dakika bekletilir. Daha sonra dökülebilir cam-seramik malzeme revetman döküm yolunun ağzına yerleştirilir ve önceden belirlenmiş bir sıcaklığa ulaşıldığında döküm işlemi otomatik olarak gerçekleştirilir. İki yüzlü elmas separe ile

tij birleşim yerinden yavaşça kesilir. Bu aşamada kristalize formda olmayan döküm, porozite ve hava kabarcıkları yönünden incelenip hasta ağzına uyumlamalar yapılır (Kaya, 2008). Bu işlemin sonunda kristalizasyon fırını bir saatin üzerinde yavaş yavaş 220°C'ye soğutulur, kristalizasyon tepsisi çıkarılır, taç üzerindeki kristalizasyon malzemesi temizlenir ve oda sıcaklığına soğutulur. Elde edilen kristal yapıyı daha stabil hale getirmek için, döküm cam-seramik kuronlar, kristalleşme sıcaklığının altındaki sıcaklıklarda bir veya iki kez ısıtılarak doğal diş minesine çok benzeyen kimyasal ve fiziksel bir yapı elde edilir (Kaya, 2008).

Son aşama olarak bitirme dökme cam-seramik kronun düşük ısı iletkenliği ve ısı genleşme katsayısı nedeniyle, soğutma sırasında büzülmez ve bu nedenle day daha uyarlanabilir. Bu aşamada iç kron yüzeyi, iç kron yüzeyi ve üzerindeki gözenekler için düzeltmeler yapılır, önce bu alanlar elmas freze ile parlatılır, ultrasonik olarak temizlenir, ardından ilave döküm cam-seramik malzeme distile su ile karıştırılarak yerleştirilir. Taç daha sonra tekrar döküm fırınına yerleştirilir ve 970°C'de 60 dakika pişirilir. Bu işlemten sonra fırının vakumu kaldırılır ve kendi kendine soğur. Döküm cam-seramik kronun eksik kısımları model üzerinde tekrar kontrol edilerek kumlama ünitesinde temizlenir. Lastik disk ile parlatılır (Kaya, 2008). Şekil 4.8 'de metal destekli diş porseleni alt yapısı görünümü verilmiştir.



Şekil 4.8 Porselen alt yapısı metal

5. DENEYSEL YÖNTEMLER

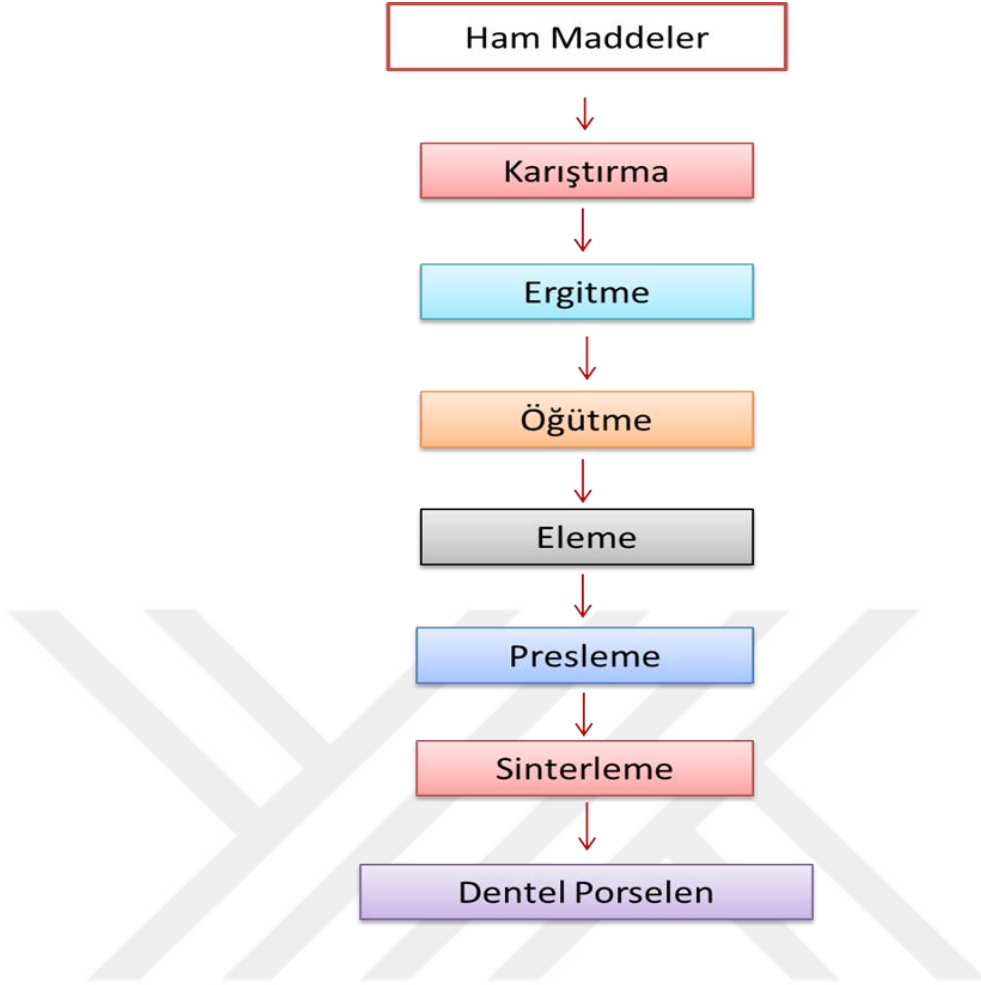
5.1 Metaryel

Çalışmada hammaddeler Refsan ticari şirket aracılığı ile tedarik edilmiştir. Dış porseleni üretiminde hammadde olarak SiO_2 , Al_2O_3 , K_2O , Na_2O , CaO , ZrO_2 ve B_2O_3 tozları kullanılmıştır. Ayrıca bu oksitleri içeren hammaddeler Tablo 5.1’de verilmiştir.

Tabloda verilen boroksit içermeyen reçetelere ağırlık % 2-4-6 olacak şekilde kompozisyonlar hazırlanmıştır.

Tablo 5.1 DPB0 Reçetesi

Hammaddeler	SiO_2	Al_2O_3	K_2O	Na_2O	CaO	B_2O_3	ZrO_2	Ateş zaiyatı
K-Feldispat (gr)	26.28	7.46	6.88	-	-	-	-	
Na- Faldispat (gr)	26.28	7.46	-	4.53	-	-	-	
Kuvars (gr)	4.38	-	-	-	-	-	-	
Alümina (gr)	-	-	-	-	-	-	-	
Kalsiyum Karbonat (gr)	-	-	-	-	10	-	-	
Boroksit (gr)	-	-	-	-	-	0		
Zirkonyumoksit (gr)	-	-	-	-	-	-	4	
DPB0 (%)	56.94	14.92	6.88	4.53	10	0	4	2.73
DPB2 (%)	55.82	14.62	6.74	4.44	9.8	2	3.92	2.68
DPB4 (%)	54.75	14.34	6.61	4.35	9.6	4	3.84	2.62
DPB6 (%)	53.71	14.07	6.61	4.27	9.4	6	3.77	2.57



Şekil 5.1 Akış diyagramı

Elde edilen reçetelere ergitme işlemini gerçekleştirmek için 1550 °C'ye kadar ısıtılmış 180 dakika bekletilmiştir. Sonrasında erimiş kompozisyonu suya dökerek soğutulup firit formunda cam porselen elde edilmiştir. Elde edilen firit formunda cam porseleni Şekil 5.2 'de görüldüğü gibidir.

Ergitme



Şekil 5.2 Firit formunda dış cam porseleni

Firit formunda bulunan cam porseleni toz haline getirmek için öğütülmesi gerekmektedir. Bu öğütme işlemini gerçekleştirmek için yüksek enerjili gezegen değirmeninde kuru bi şekilde öğütülerek 100 mikronaltı elekten elenerek toz hali elde edilmiştir. Gezegen değirmeninde öğütme işlemi 1000 rpm de 10 dakika boyunca devam etmiştir. Toz haline gelen dış porseleni Şekil 5.3’de görüldüğü gibidir.

Öğütme



Şekil 5.3 Toz haline getirilen diş porselen tozu

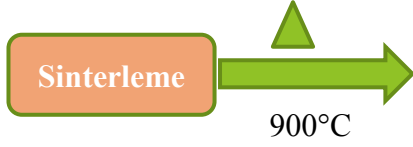
Toz halinde olan diş porseleni sinterleme işlemi görebilemesi için presleme işlemi yapılmıştır. Presleme işlemi 4 grup oluşturularak Şekil 5.4 ‘de görüldüğü gibi kare kesitli kalıp yardımı ile şekil verilmiştir.

Presleme



Şekil 5.4 Şekil verilmiş diş porselen örneği

Şekil verildikten sonra elde edilmiş olan kare kesitli örneklerin fırınlama işlemi için 900 °C sıcaklığına ulaşmış fırında 10 dakika bekletildikten sonra ivedilikle oda sıcaklığına gelecek şekilde soğutulmuştur. Şekil 5.5’de görüldüğü gibi sırasıyla bor bulunmayan ve maksimum ağırlıkta 6% bor bulunacak şekilde diş porselenleri üretilmiştir. İçeriğinde bora bağlı olacak şekilde farklı renk tonlarında diş porselenleri elde edilmiştir.



Şekil 5.5 Elde edilen diş porselenleri

5.2 İşlemler ve Testlerde Kullanılan Cihazlar

1. Hassas Terazî

Diş porselen seramik üretilirken oranların tam olarak karışımı önemlidir. Bundan dolayı hassas teraz kullanîmına ihtiyaç duyulmuştur. Şekil 5.6'de görülen makîna mühendisliği bölüm laboratuvarında kullanılmakta olan Radwag AS 220.R2 marka hassas terazî gösterilmiştir.



Şekil 5.6 Radwag AS 220.R2 hassas terazî

2. Fırın

Diş porselen tozu üretilirken iki kez fırınlama işlemi yapılmaktadır. Elde ettiğimiz reçete fırında firitleşme ve pişirme işlemi yapılmaktadır. Bu işlemde kullanılan cihaz bölüm içerisinde bulunan Şekil 5.7’de görülen Reis serisi EVO 770 Fırını kullanılmaktadır. Fırın 1600 °C ve 45 litreye kadar kapasiteli masaüstü laboratuvar fırınıdır. Fırın kapağı yukarı açılır şekilde tasarlanmış olup kullanıcıya etki edecek olan ısı miktarı minimala indirilmiştir.



Şekil 5.7 Reis serisi EVO 770 fırın

3. Gezegen Bilyalı Değirmen

Elde edilen cam porseleni toz haline getirmek için Şekil 5.8’de görülen gezegen bilyalı değirmen DECO-PBM-V-0.4L ile öğütülmüştür. Kuru ve ıslak öğütme için uygundur.



Şekil 5.8 DECO-PBM-V-0.4L gezegen bilyalı değirmen

Gezegen bilyalı değirmen bir gezegen diski üzerine kurulu dört değirmen kavanozuna sahip olup gezengensel disk döndüğünde, kavanoz eksenine gezegen dönüşünü ters yönlerde yapar ve kavanozlardaki bilyalar öğütülür. Yüksek hızlı hareketlerle de örnekleri birbirine karıştırır.

4. Presleme

Eleme işleminden elde edilen seramik porselen tozları pres cihazı ile kare şeklinde kalıplar kullanılarak porselen tozlarına şekil verilmiştir. Labortuvarda bulunan hidrolik pres cihazı Şekil 5.9’da gösterilmiştir.



Şekil 5.9 Hidrolik pres

5. Zımpara ve parlatma

Üretilen kompozitlerin sertlik ölçümleri ve aşınma testleri için zımparalanması ve parlatılması gerekmektedir. Bu amaçla farklı boyutlarda zımpara kağıdı ile zımparalanan numuneler son olarak çuha üzerine sıkılmış alumina solusyonu ile

parlatılmıştır. Şekil 6.10'da Metkon marka zımpara ve parlatma ekipmanları gösterilmektedir.



Şekil 5.10 Metkon zımpara ve parlatma cihazı

5. Sertlik Test Cihazı

Vickers sertlik testi, sertliği ölçülecek olan malzemenin yüzey kısmına bıraktığı piramit şeklindeki izin köşe uzunluklarını ölçüm yaparak hesaplanan testtir. Piramit şeklindeki elmas uç sertliği ölçülecek olan malzemenin üzerine bir baskı uygular ve 136° tepe açısına sahiptir. Uygulanan baskı kullanılan malzemeye göre değişebilmektedir ve kullanılan malzemeye batması 15 saniye olmalıdır. Çalışmada Mikro Vickers yüzey sertlik ölçüm cihazı (HV1000B) kullanılmaktadır. Kullanılan sertlik ölçüm cihazı şekil 5.11'de görülmektedir. Vickers sertlik ölçüm testi için kompozit numunelere 100 gf'lık yük 15 saniye boyunca uygulanmıştır. Numune üzerinde oluşan izin köşegen uzunlukları mikrometre ile ölçülerek değerler dijital olarak cihaza aktarılmaktadır. İzin köşegen uzunluğuna göre cihaz sertlik değerini otomatik olarak hesaplar.



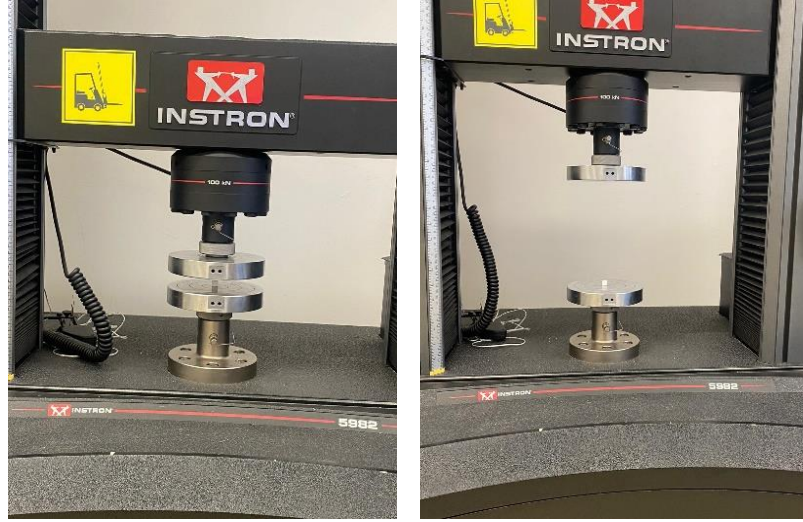
Şekil 5.11 Sertlik ölçüm cihazı

Vickers sertlik hesabı, uygulanmış olan yük ile birlikte malzemenin yüzey kısmında oluşan izin köşegen uzunluklarıyla uygulanmış olan yük miktarının denklemidir. Hesaplama işlemi denklem (5.1) aşağıda ki verilmiş olan formül ile yapılmaktadır. F: malzeme üzerine elmas uç ile uygulanmış olan yük, d(mm): ortalama köşegen uzunluğudur.

$$HV=1,854.F/d^2 \quad (5.1)$$

6. Basma Testi

Basma testi, bir test örneğine sıkıştırma kuvveti uygulandığında bir malzemenin deformasyonunu ölçer. Bu çalışmada basma testi için OMÜ Karadeniz İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi (KİTAM) laboratuvarında bulunan 100 kN yük kapasiteli Instron universal marka test cihazı kullanılmıştır (Şekil 5.12). Kompozit malzemeler için belirlenen test koşulları; basma hızı 1mm/dak, ön yük 5MPa'dır.



Şekil 5.12 Basma test cihazı

Basma dayanımı, herhangi bir malzemenin kırılmadan dayanabileceği en yüksek basınç gerilimi olarak tanımlanmaktadır. Bu gerilim, denklem (5.2)'e göre hesaplanan en yüksek gerilim değeridir. Burada en yüksek basınç dayanımı σ_y , uygulanan maksimum yük F_{mak} ve malzemenin başlangıç uzunluğu A_0 'dır .

$$\sigma_y = F_{mak} / A_0 \quad (5.2)$$

Bir malzemenin elastik deformasyona direnme yeteneğini temsil eden değer, elastisite modülüdür. Hooke yasasına göre gerilme (σ) ve gerinim (ϵ) arasındaki ilişki kullanılarak, denklem (5.3)'a göre elastisite modülü (E) hesaplanır.

$$\sigma = E \cdot \epsilon \quad (5.3)$$

Yukarıdaki denklemde kullanılan birim gerinim, malzemeye bir kuvvet uygulandığında meydana gelen uzunluk değişiminin, kuvvet uygulanmadan önce olan boyuna oranıdır (Denklem 6.4). Birim gerinim (ϵ) Denklem (6.5)'de hesaplanır.

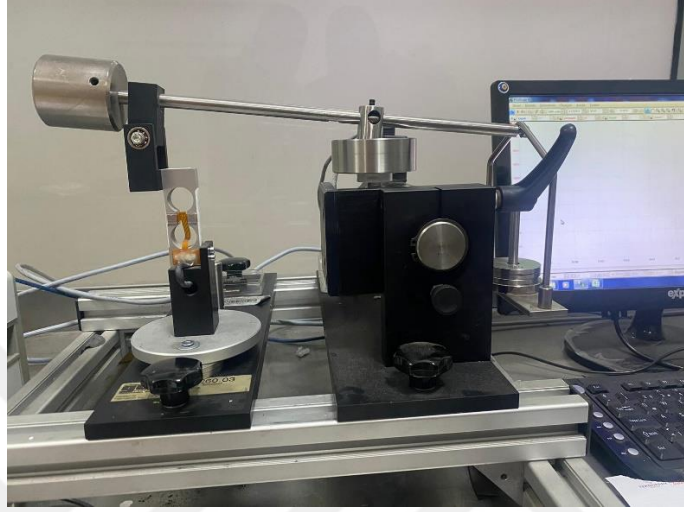
$$\Delta l = l_s - l_i \quad (5.4)$$

$$\epsilon = \Delta l / \Delta l_i \quad (5.5)$$

7. Aşınma Testi

Üretilen kompozit numuneler üzerinde Makina Mühendisliği Konstrüksiyon ve İmalat Laboratuvarı'nda bulunan GUNT TM260 Şekil 5.13 marka aşınma test cihazında aşınma testleri yapılmıştır. Bu test kurulumunda, önce numune bağlanır.

Daha sonra bilinen yarıçap ve sertliğe sahip silindirik bir diskle temas ettirilir. Aşınma test düzeneğinde uygulanacak 10N yükler için yük cihaza bağlanır. Kontrol ünitesindeki sürtünme göstergesi, sistem başlamadan önce sıfırlanır. Kontrol ünitesinden gelen veriler, PICO 4424 veri kaydedici ve yazılımı aracılığıyla her saniye bilgisayara aktarılır.



Şekil 5.13 Aşınma Cihazı

Bu çalışmada aşınma testi için Pim-disk sürtünme düzeneği kurulmuş, disk üzerine her bir testte 600 kum SiC zımpara kağıtları yerleştirilerek testler yapılmıştır. Diskin dönüş hızı (n) 200 rpm olup, deney süresi 5 dakikadır.

Aşınan malzemenin ilk kütlesi (m_i) ve aşınma sonrası kütlesi (m_s) kullanılarak, Denklem (5.6)'ya göre test numunesinin kütlesindeki değişim hesaplanmaktadır. Hacim değişimi (ΔV), kütle değişiminin (Δm) deneysel yoğunluğa ρ_D bölünmesiyle hesaplanır (Denklem 5.8).

$$\Delta m = m_i - m_s \quad (5.6)$$

$$\Delta V = \Delta m / \rho_D \quad (5.7)$$

Son olarak Denklem (5.9)'i kullanarak test edilen numunenin aşınma oranını (W) belirlenmektedir. Denklemde uygulanan yük (F), kayma mesafesi (L) ve hacim değişimi (ΔV) cinsinden verilir. Aşınma oranının birimi $\text{mm}^3/\text{N} \cdot \text{m}$ 'dir.

$$W = \Delta V / F \times L \quad (5.8)$$

8. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Cihazı

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), bir numunenin yüzeyini odaklanmış bir elektron ışını ile tarayarak görüntü elde eden bir mikroskoptur. Elektronlar numunedeki atomlarla etkileşime girerken, numunenin bileşimi ve yüzey topografyası hakkında bilgi içeren sinyaller üretir. Numune yüzeyine gönderilen bir elektron ışını, yüzeyi bir hücre tarama modelinde tarar ve elektron ışınının konumu, algılanan sinyalle eşleştirilerek 1 nanometreden daha iyi çözünürlüğe sahip bir görüntü oluşturulur. SEM cihazları genellikle yüksek vakumda iletken ve kuru yüzeyleri incelemek için uygundur. Ancak düşük vakum, nemli koşullar, aşırı düşük veya yüksek sıcaklıklarda çalışabilen özel olarak tasarlanmış SEM cihazları da bulunmaktadır.

Çalışmada, üretilen numunelerin toz yapısı ve kırık yüzey görüntüleri için Ondokuz Mayıs Üniversitesi KİTAM'da bulunan Jeol marka JSM7001F modeli Şekil 5.14 taramalı elektron mikroskobu kullanılmıştır.



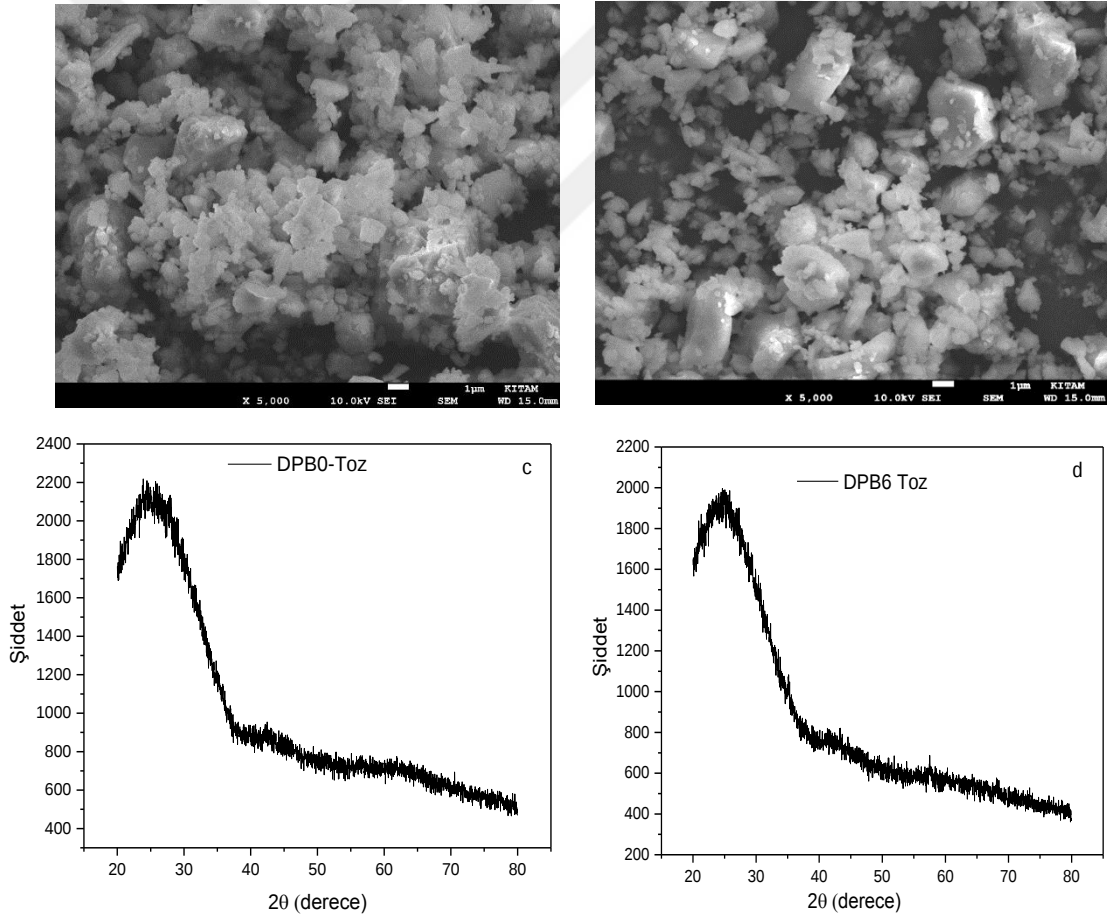
Şekil 5.14 Jeol marka JSM7001F model SEM

6. BULGULAR VE TARTIŞMALAR

Tez çalışmasının bu kısmında, bor içermeyen ve farklı oranlarda bor içeren dış porseleni örneklerine sinterleme sonrası pişme küçülmesi, yoğunluk, mekanik testler, X-ışını difraksiyonu analizi ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizi yapılmıştır. Mekanik özelliklere yönelik sertlik, basma ve aşınma testleri yapılmıştır.

6.1. Üretilen dış porseleni tozlarının XRD ve SEM Analizi

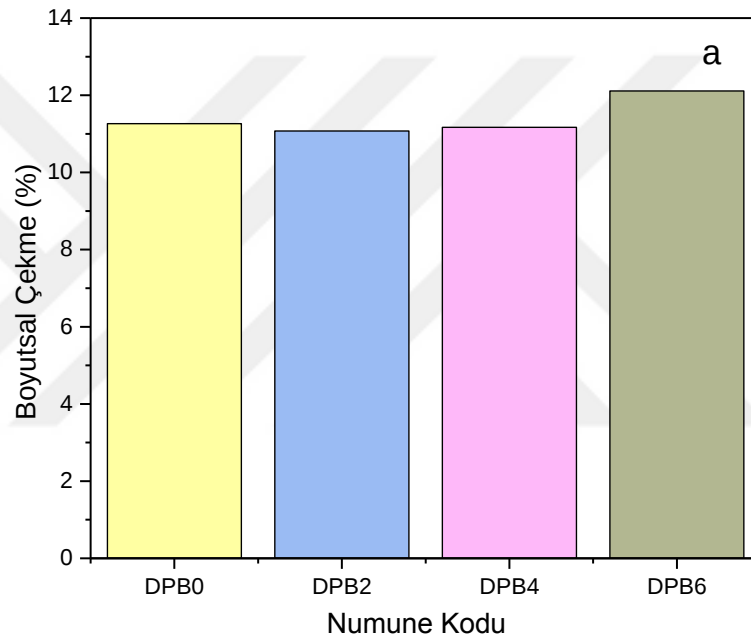
Şekil 6.1a-d'de üretilen dış porseleni tozlarının (DPB0 ve DPB6) XRD analizi ve SEM görüntüsü verilmiştir. SEM analizinden görüldüğü üzere her iki toz genel olarak 1 mikron boyutunda olduğu, kısmende olsa 3-5 mikron arasında tozların bulunduğu görülmektedir. Üretilen tozların kristal yapısının ise amorf yapıda olduğu görülmektedir.

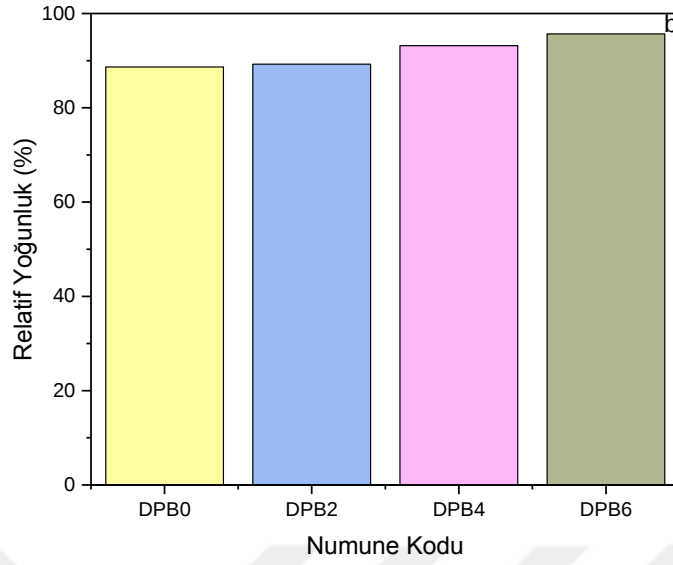


Şekil 6.1. Üretilen dış porseleni tozlarının SEM (a-b) ve XRD analizi (c-d)

6.2. Diş Porseleni Pişme Küçülmesi ve Yoğunluk Analizi

Şekil 6.2’de sinterleme öncesi ve sonrası boyut değişimini görmek için boyutsal çekme hesaplanmıştır. Şekil 6.2’a da verildiği üzere sinterleme sonrası genel olarak boyutsal çekme ortalaması % 11.4 olarak tesbit edilmiş olup, en çok sinterleme sonrası DBP6 örneğinde görülmüştür. Şekil 6.2b’de ise sinterleme sonrası yüzde yoğunluk değişim verilmiştir. Görüldüğü üzere artan B_2O_3 miktarına bağlı olarak yoğunluk bor içermeyen DBP0 örneği 88.67 % yoğun iken artan bor içeriği ile birlikte yoğunluk artmış, en yüksek yoğunlukdeğeri DBP6 numusei için yaklaşık 96% olarak elde edilmiştir.

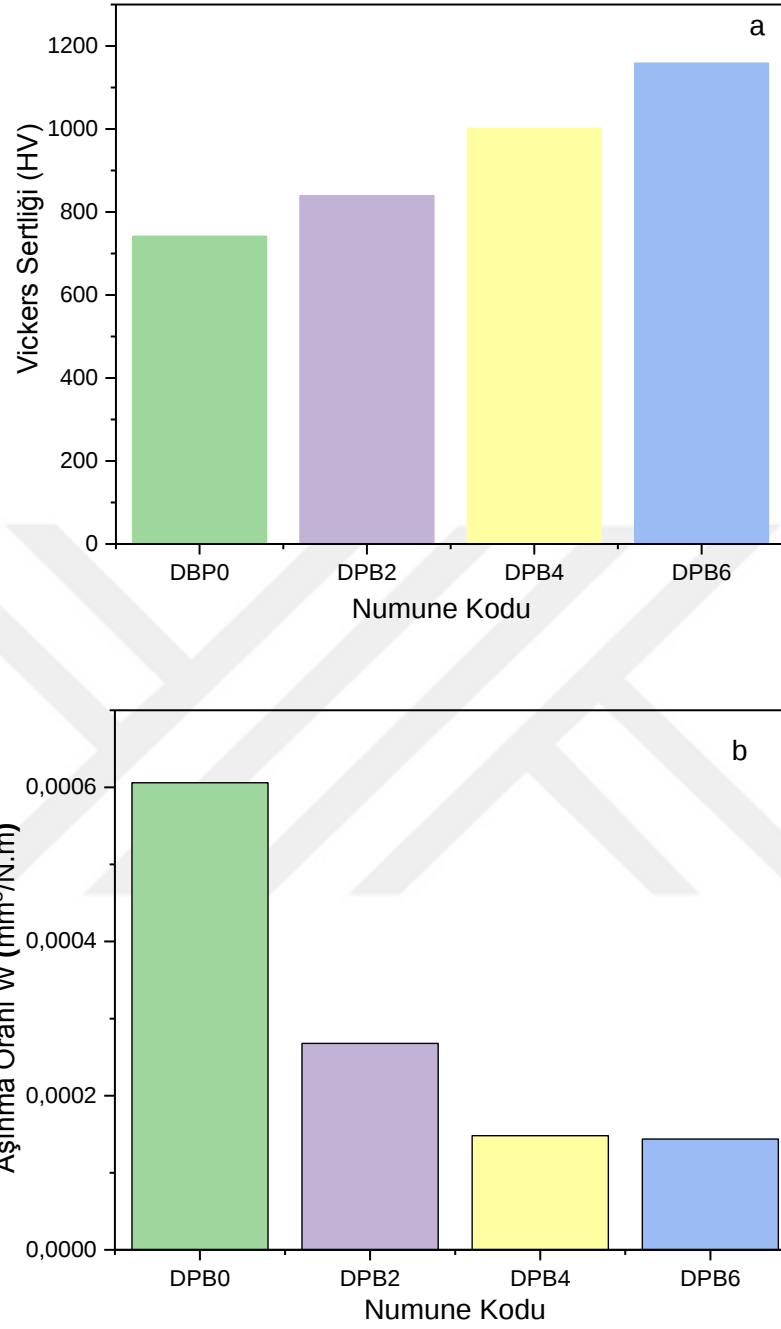




Şekil 6.2. Diş porseleni örnekleri boyutsal çekme (a) ve relatif yoğunluk (b) sonuçları

6.3. Diş Porseleni Sertlik ve Aşınma Testleri

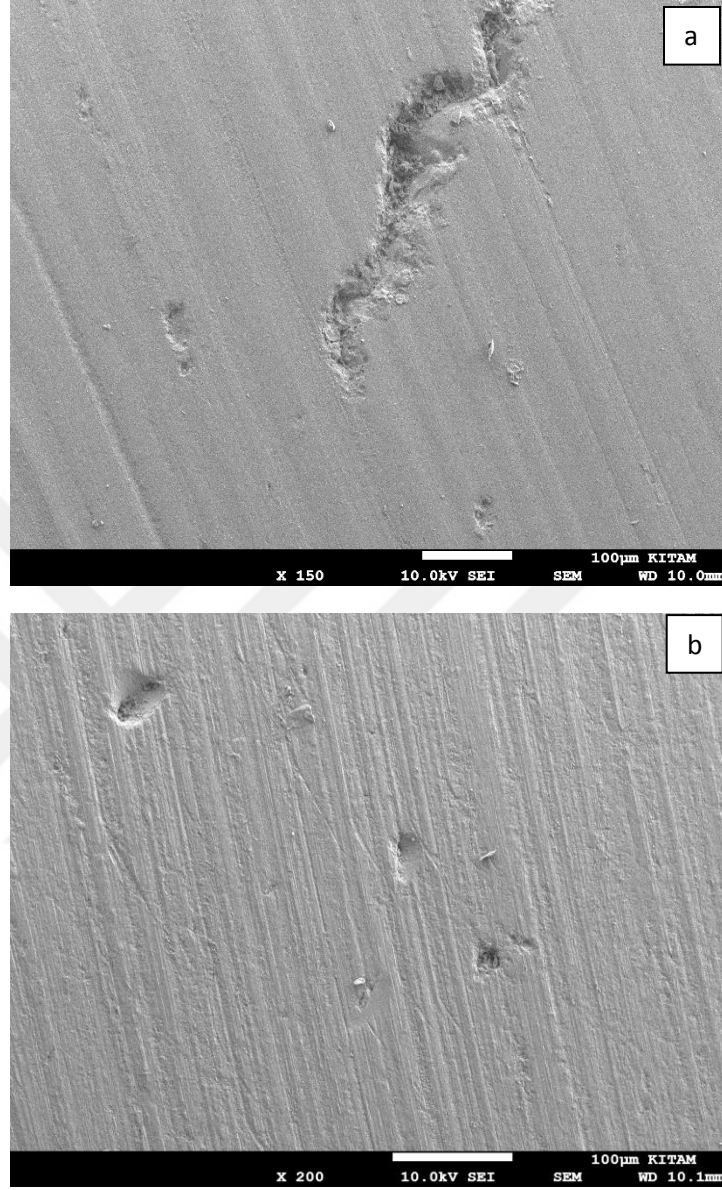
Sinterleme sonrası diş porseleni örneklerinin 100gf yük altındaki Vickers sertlik (HV) ve 10N yük uygulanan aşınma dayanımları Şekil 6.3a-b’de verilmiştir. Görüldüğü üzere bor içermeyen DBP0 malzemesi yaklaşık olarak yaklaşık 741 HV iken artan bor miktarı ile sertlik değeri artmıştır. En yüksek sertlik değeri ağırlıkça 6% B₂O₃ içeren DBP6 diş porseleni için yaklaşık 1160 HV’ye kadar artmıştır. Benzer şekilde aşınma oranına bakıldığında da B₂O₃ içermeyen DBP0 malzemesinin aşınma dayanımı oldukça düşük olup, $6.06 \times 10^{-4} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ olarak tesbit edilmiştir. B₂O₃ miktarı arttıkça aşınma dayanımında artış göstermiş, en iyi aşınma dayanımı DBP6 numunesi için $1.43 \times 10^{-4} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ olarak belirlenmiştir.



Şekil 6. 3. Diş porseleni örnekleri sertlik (a) ve aşınma (b) sonuçları

Şekil 6.4'te ise en fazla aşınan DBP0 ve en az aşınan DBP6'nın yüzeylerine ilişkin SEM görüntüleri verilmiştir. SEM analizlerinden görüldüğü üzere B_2O_3 içermeyen DBP0 örneğinde aşınan bölgede oluşan oyuk/çukur derinliği ve uzunluğu daha yüksektir. Ağırlıkça 6% B_2O_3 içeren DBP6 için ise aşınmadan dolayı oluşan

deformasyonun şekli daha yuvarlak olup oluşan çukurun boyutu ve miktarı çok daha azdır.

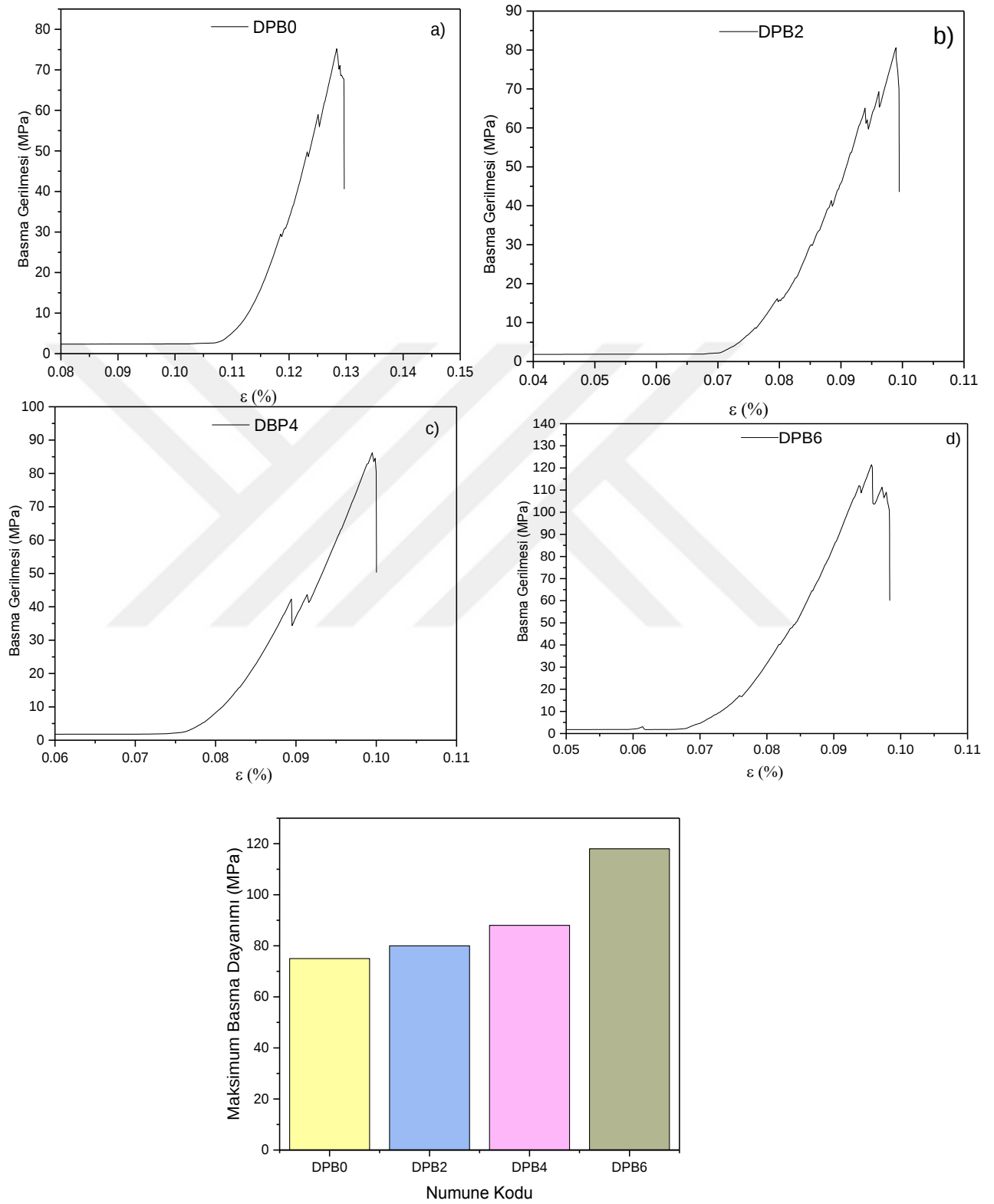


Şekil 6. 4. DBP0 (a) ve DBP6 (b) diş porselenlerinin aşınma sonrası SEM görüntüsü

6.4. Diş Porseleni Basma Testleri

Diş porseleni örneklerine ilişkin basma dayanımı grafikleri Şekil 6.5'te verilmiş olup, tipik kırılğan malzemelere özgü basma dayanımı davranışı sergilemektedir. B_2O_3 içermeyen DBP0 diş porseleninin maksimum basma dayanımı yaklaşık olarak 75 MPa

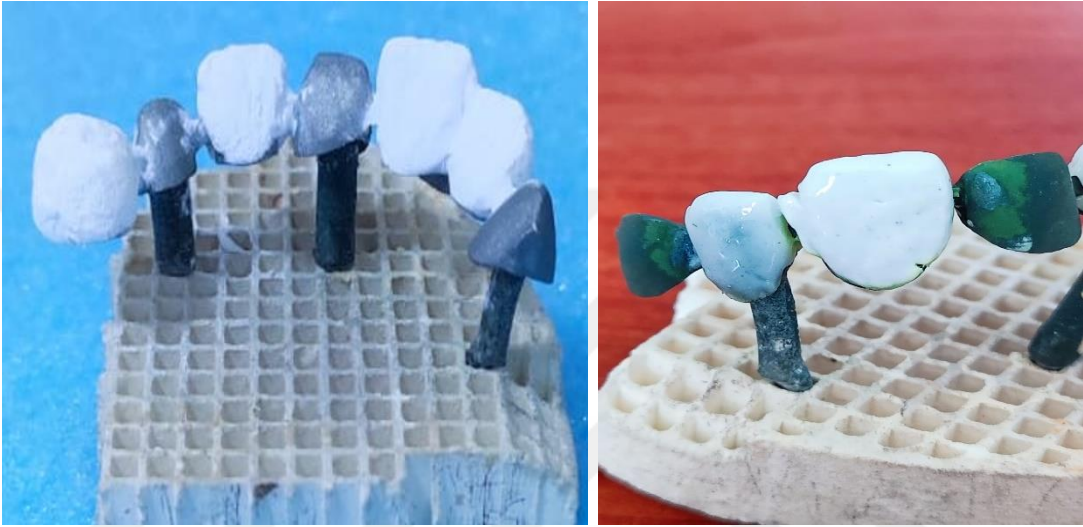
iken , artan B_2O_3 oranıyla bu değ er artış göstermiş , ağı .% 6 B_2O_3 içeren dış porseleni iç in maksimum basma dayanımı yaklaşık 118 MPa'ya kadar artış göstermiştir.



Şekil 6.5. Dış porseleni malzemelerinin (a:DPB0, b:DPB2, c:DPB4, d:DPB6) basma dayanımı ve maksimum basma dayanımı (e) sonuçları

6.5. Üretilen Diş Porseleni Tozunun Prototip Uygulaması

Yukarıda verilen sonuçlardan görüldüğü üzere en iyi diş porseleni kompozisyonu olarak ağ. 6% B_2O_3 içeren kompozisyonda elde edilmiştir. Bu tozlar Şekil 6.6 a-b de verildiği üzere metal destek üzerine uygulanmış ve 950 °C’de 10dk sıcaklığa maruz bırakılmıştır. Görüldüğü üzere üretilen ilk prototiplerde metal destek üzerine gerek yapışma gerekse renk olarak uygun malzeme elde edilmiştir.



Şekil 6.6. Üretilen DPB tozların metal destel üzerine uygulanma örnekleri

6.6. Sonuçların Tartışılması

Üretilen diş porseleni malzemelerinden en yüksek boyutsal çekme ve yoğunluk ağ. 6% B_2O_3 içeren DPB6 malzemesinde elde edilmiştir. B_2O_3 proses sıcaklıklarını düşürmek için kullanılan bir ergitici oksit olup, Na ve K gibi termal şok dayanımı ve mukavemeti düşüren alkali ilavelerinin etkisini minimize etmek için kullanılan bir oksittir (Anonim,2021). Alkali ilavesinin sınırlandırılması gereken düşük ergime sıcaklığı, düşük termal genleşme, termal şok direnci, yüksek kimyasal dayanıklılık ve düşük elektrikselsel iletkenlik gibi uygulamalarda kullanılmaktadır. B_2O_3 ergitici olarak davrandığından hem ergimeyi kolaylaştırmakta, cam eriyiğinin akışkanlığı daha yüksek olacağından cam porselen cam eriyiği içinde oluşan hava kabarcıkları cam eriyik içinde kalmayacağından bu hava kabarcıkları cam yüzeyine kadar ulaşmaktadır. Diş porseleni uygulamalarında ise artan B_2O_3 ile birlikte pişme uygulanan sıcaklıkta ergime daha kolay olmakta katılaşma sonrası içerde oluşan porozite miktarı azalmaktadır (Harabi , 2016)

Mekanik özelliklerden sertlik, aşınma dayanımı ve basma dayanımı da yoğunlukta olduğu gibi artan B_2O_3 ile artış göstermektedir. Bu artışın ana nedenlerinden biri yoğunluk ile mekanik özellikler arasında ilişki olması ile açıklanmaktadır. Genel olarak malzemelerin yoğunluğunun yüksek olması daha az gözenek anlamına geleceğinden mekanik özelliklerin iyileşmesi beklenen bir durumdur. Çalışmada artan B_2O_3 ile hem sertlik hemde aşınma dayanımı artmıştır. Sertlik, bir malzemenin kalıcı deformasyona karşı (çizilme vb.) karşı direnç gösterme kabiliyetini ifade eder. Aşınma direnci ise bir malzemenin bazı mekanik hareketlerle malzeme kaybına direnme yeteneğini ifade eder. Yapılan bir çok çalışmada aşınma oranının sertlik arttıkça azaldığı tespit edilmiştir. Bunun nedeni malzeme sertliğinin artmasıyla aşındırıcı yüzeye olan direncin artmasıyla ilişkilidir (Adriana , 2007 ; Uygunoğlu vd., 2015). Ek olarak B_2O_3 ilavesiyle mekanik özelliklerin artmasının diğer bir nedeni de ergitici olarak kullanılan Na, K içeren ergitici feldspatların neden olduğu termal genleşme problemlerinin bor içeren yapı tarafından minimize edilmesidir. B_2O_3 verilen ergiticelere göre çok daha düşük termal genleşmeye neden olması nedeniyle, bor içeren malzeme ilavesiyle yapıda bulunan alkali ve toprak alkali elementlerden ortaya çıkan termal şok ve termal genleşme sorunlarını baskılanmaktadır. Buda üretilen bor içerikli malzemenin mekanik özelliklerinde artışa neden olmaktadır (Harabi , 2016). Dış porselenlerinde tetragonal lōsit varlığı, yüksek termal genleşme katsayısı sağlaması nedeniyle termal genleşme katsayılarını da artırır. Yapıda borun varlığı aynı zamanda sinterleme anından lōsit oluşumunun önüne de geçtiğinden bor hem sinterleme sıcaklığını düşürmekte hem de bu fazın oluşumunu bastırmaktadır. Böylece mekanik özelliklerde ve termal özelliklerde iyileşme görülmektedir. Bu fazın varlığı aynı zamanda uygulamada da dış porseleni ile metal destek arasında termal genleşme farklılıklarına neden olmaktadır (Russel vd., 2000 ; Brien vd.,1994) . Bu çalışmada üretilen dış porseleni tozu ve bloklarında bu fazın oluşmadığı yapılan analizlerden görülmüş olup, sonuçlarda en iyi dış porseleni ağı. 6% B_2O_3 içeren reçetenin olduğu belirlenmiştir. Çalışmada elde edilen sonuçlar ile bor içerikli malzemelerde ve cam malzemelerinde borun etkisine yönelik çalışmalar ile bu çalışmada yapılanların bilimsel olarak örtüştüğü görülmüştür.

7. SONUÇ VE ÖNERİLER

Tez çalışmada, ağırlıkça farklı oranlarda (0-2-4-6%) bor hammadedesi içeren (B_2O_3) diş porseleni tozları SiO_2 , $Al_2 O_3$, $K_2 O$, $Na_2 O$, CaO , ZrO_2 oksitlerini içerecek şekilde üretilmiştir. Toz üretimi için ergitme, fritleştirme ve öğütme aşamaları uygulanmıştır. Üretilen tozlar tek eksenli preste 10x10 mm olarak şekillendirilmiştir. Şekillendirme sonrası 900°C 'de 10 dk arasında sıcaklığa maruz bırakılarak diş porselen blokları başarı ile üretilmiştir. Üretilen diş porselen tozlarına ve bloklarına SEM ve XRD analizleri yapılmıştır. Üretilen diş porseleni bloklarına pişme küçülmesi, yoğunluk, sertlik, aşınma ve basma testi yapılarak mekanik özellikleri analiz edilmiştir. Ayrıca, üretilen diş porselen tozları metal destek üzerine uygulanarak prototip bir ürün elde edilmiştir. Yapılan çalışma ve analizlere göre aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

- Sinterleme sonrası ortalama boyutsal çekme ortalaması % 11.4 olarak tespit edilmiş olup, en çok sinterleme sonrası DBP6 örneğinde görülmüştür.
- B_2O_3 miktarına bağlı olarak bor içermeyen DBP0 88.67 % yoğun iken artan bor içeriği ile birlikte yoğunluk artmış, en yüksek yoğunluk değeri ağırlıkça 6% DBP6 numunesi için yaklaşık 96% olarak elde edilmiştir.
- Sertlik değeri bor içermeyen DBP0 malzemesi yaklaşık olarak 741 HV ölçülmüş, en yüksek sertlik değeri ağırlıkça 6% B_2O_3 içeren DBP6 diş porseleni için yaklaşık 1160 HV'ye kadar artmıştır.
- Malzemelerin aşınma oranı inclenediğinde is B_2O_3 içermeyen DBP0 malzemesinin aşınma dayanımı $6.06 \times 10^{-4} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ olarak belirlenmiştir. B_2O_3 miktarı ile aşınma dayanımı artmış, en iyi aşınma dayanımı ağırlıkça 6% B_2O_3 içeren DBP6 numuesi için $1.43 \times 10^{-4} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ olarak belirlenmiştir.
- SEM analizlerinden görüldüğü üzere B_2O_3 içermeyen DBP0 örneğinde aşınan bölgede oluşan deformasyonlar daha yüksek olduğu görülmüş, ağırlıkça 6% B_2O_3 içeren DBP6 aşınma kaynaklı oluşan çukur/oyuk vb. yapılar hem azalmış hem de boyutu küçülmüştür.

- B_2O_3 içermeyen DBP0 diş porseleninin maksimum basma dayanımı yaklaşık olarak 75 MPa iken , ağırlık % 6 B_2O_3 içeren diş porseleni için bu değer 118 MPa'ya kadar artış göstermiştir.
- Sonuç olarak; yukarıda özetlenen sonuçlara göre en ağırlık % 6 B_2O_3 içeren diş porseleni kompozisyonu en iyi reçete olarak belirlenmiştir. Bu tozlar kullanılarak metal destek üzerine uygulama yapılmış gerek yapışma gerekse renk olarak uygun malzeme elde edilmiştir.

7.1. İleride Yapılabilecek Çalışmalara Dair Öneriler

İleride yapılabilecek çalışmalara dair öneriler aşağıda sıralanmıştır.

- Üretilen diş porseleni tozlarının termal genleşme özellikleri tayin edilebilir.
- Diş porseleni bloklarına yönelik termal şok dayanımı ve renk analizi edilebilir.
- Diş porseleni bloklarına yönelik vücut/ağız sıvısı, farklı içeceklerle yönelik çözünme ve yüzey analizi yapılabilir.
- Diş porseleni tozları metal destek üzerine uygulama çalışmaları detaylandırılarak gerçek uygulamada yapışma, termal şok dayanım ve vücut/ağız sıvısı testleri yapılabilir.
- Benzer çalışma farklı bor içeren hammaddeler için de yapılabilir.

KAYNAKLAR

- Adriana , C. F. (2007) , Publication18(1): 60-64, Analysis of the relationship between the surface hardness and wear resistance of indirect composites used as veneer materials, Department of Dental Materials and Prosthodontics, School of Dentistry of Ribeirão Preto, University of São Paulo, Ribeirão Preto, SP, Brazil
- Akın, E. (1983). Diş Hekimliğinde Porselen, Publication 78-316, İ.Ü. diş Hekimliği Fakültesi, İstanbul
- Aksoy, F, A, (2007). Porselen Üretiminde Bazaltın Kullanılabilirliğinin Araştırılması, Kimya Mühendisliği, Sakarya Üniversitesi, Sakarya.
- Anonim,(2021). (Erişim Tarihi: 10.12.2022). https://www.borax.com/BoraxCorp/media/Borax-Main/Resources/Technical-Bulletin/borates-glasses.pdf?ext=.pdf-*
- Arkeofili,(2017). "Antik Mısır'dan 1600 Yıllık Bilinen En Eski Diş Macunu Tarifini Deneyin", (Erişim Tarihi: 26.11.2022). <https://arkeofili.com/antik-misirdan-2400-yillik-bilinen-en-eski-dis-macunu-tarifi/>
- Banerjee, R. G. (2010). Ceramic Based Bio-Medical Implants. Publication 98102. Department of Ceramic Engineering, National Institute of Technology, Rourkela, India
- Beck, N., Graef, F., Gerstbrein, O., Karl, M. (2010). Sensitivity of transillumination for detecting microcracks in feldspathic and zirconia ceramic materials. J Prosthet Dent, 104 (5), 301-305. ISBN: 1097-6841, Department of Prosthodontics, University of Erlangen-Nuremberg , Germany
- Bengisu, M. (2001). Bilim ve Teknik Dergisi, 2002, Yeni Ufuklara, Publication July Issue, Engineering Ceramics, Springer-Verlag Berlin Heidelberg Germany, Berlin
- Bulduk, İ. (2003). Diş Porseleni Üretimi ve Karakterizasyonu Çalışmaları, Publication 136431, S.Ü Kimya Fakültesi, Sakarya
- Claus, H. (1985). The Mechanism of Ceramometallic, Publication 673-681, Quintessence Publishing Co, Chicago
- Denry, I. L. (1996). Recent Advances in Ceramics for Dentistry, Publication 134-143, Crit. Rev. Oral Biol. Med,the Ohio university,college of density ,USA
- Dutra, M, A. (2014). Effect of fiber addition on slow crack growth of a dental porcelain. Publication 85-95. Departamento de Biomateriais e Biologia Oral, Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, SP, Brazil
- Etman, M.K. (2009). Confocal Examination of Subsurface Cracking in Ceramic Materials. J Prosthodont, 18 (7), 550-559. official journal of the American College of Prosthodontists, Chicago
- Fu, L., Khor, K., Lim, V. (1999). "Characterization of Plasma Sprayed HA/ZrO2 Composite Coatings", Journal of Materials Processing Technology, Publication 491-496, Materials Science and Engineering, Northwestern University, Evanston
- Guazzato, M, Albakry, M, Ringer, SP, Swain, MV. (2004). Strength fracture toughness and microstructure of a selection of all ceramic materials Part I Pressable and alumina glass infiltrated ceramics , Publication 20, 441-4. Dent Mater , Faculty of Dentistry, University of Sydney, United Dental Hospital, 2 Chalmers Street, Surry Hills, NSW 2010 Australia
- Gümüşderelioğlu, P. D. (2002). "Bilim Ve Teknik Dergisi Biyomalzemeler Ek Sayısı". , TÜBİTAK , Bilim Ve Teknik Dergisi.

- Harabi , A. (2016). "Preparation and characterization of new dental porcelains, using K-feldspar and quartz raw materials. Effect of B₂O₃ additions on sintering and mechanical properties", Publication C 65 (2016) 33–42 , Faculty of Exact Sciences, Physics Department, Ceramics Lab., Mentouri University of Constantine, Constantine 25000, Algeria
- Kato, H. (2004), Bond strength and durability of porcelain bonding systems, Publication 163-168 Department of Fixed Prosthodontics Nagasaki University School of Dentistry, Japan.
- Kaya, G. (2008). Metal Desteksiz Diş Porseleni Üretimi ve Karakterizasyonu, Publication 060215, A.Ü. Seramik Mühendisliği, Eskişehir
- Kaya, G., Karasu, B. (2007). "Metal Desteksiz Diş Porseleni Üretimi". SERES 2007 IV. Uluslararası Katılımlı Seramik, Cam, Emaye Sır ve Boya Semineri , Eskişehir.
- Kedici, S. (2000). Laboratuvar Notları, A.Ü. Faculty of Dentistry, Ankara
- Kim, M. (2012). Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains, Publication 979-988. Department of Dental Laboratory Science and Engineering, College of Health Science, Korea University, Korea
- Kılıç, A. (2003). " Dogal Seramik Hammaddelerden Porselen Dis Yapimi Ve Metal-Seramik Arayüzeyinin Karakterizasyonu ". yüksek lisans Tezi Publication 506001360, Metalurji Ve Malzeme Mühendisliği , Istanbul Teknik Üniversitesi, Istanbul
- Kurt, T. (2005). In Vitro Investigation of The Wear of Human Enamel by Dental Porcelain, Sayfa Publication 356-364 Baylor College of Dentistry, Texas
- Kuo, H., Du, J. (2022). Effect of boron oxide on mechanical and thermal properties of bioactive glass coatings for biomedical applications, Publication 1662288 Department of Materials Science and Engineering, University of North Texas, Denton, TX 76203, USA.
- Kükürtçü, B. (2008). Biyoaktif Cam ve Cam-Seramik Malzemelerin Üretimi ve Yapay Vücut Sıvısı İçerisindeki Davranışlarının İncelenmesi. Fen Bilimleri Enstitüsü. İstanbul Teknik Üniversitesi, İstanbul
- Lean, M.C. (1979). The Science and Art of Dental Ceramics, Publication 25,28,31-37,189,241, Quintessence Publishing Co, Chicago
- Lee, B (2020), Boron nitride nanoplatelets as reinforcement material for dental ceramics, Publication 744-754. Yonsei University College of Dentistry, Korea
- Matori, K., Al-Nidawi, A., Zaid, M., Liew, J., Khushaini, M., Zain, A. , Mutage, W., Abuallan, M., Efa, A. (2023). Enhancement of elastic properties and surface plasmon resonance with the addition of boron oxide to the ZnO– SiO₂ glass system, Department of Physics, Faculty of Science, Universiti Putra Malaysia, UPM., Serdang, Selangor 43400, Malaysia
- Mccabe, J, F. (1998). Applied Dental Materials, Publication 13:978-1-4051-3961-8 Wiley Blackwell, London, England
- O'Brien, J.W. , Peter W. Piché , Carole , L., (1994). Leucite content of selected dental porcelains, Department of Biologic and Materials Sciences, Michigan 48109-1078, School of Dentistry, The University of Michigan
- Oonishi, H., Oomamiuda, K. (1998). "Degradation/resorption in Bioactive Ceramics in Orthopaedics". J. Black, G. Hastings, Handbook of Biomaterial Properties. 406419. Springer, New York, NY. https://doi.org/10.1007/978-1-4939-3305-1_25
- Rauf, N.(2011), Preparation and Characterization of Dental Porcelain, Makassar 90245, Physics Dept. FMIPA, University of Hasanuddin

- Ravaglioli, A., Krajewski, A. (1992) , Bioceramics/Materials/Properties/Applications, 290-310, 1992 roceedings, annual meeting, Electron Microscopy Society of America, USA
- Ring, M. E.(1995). Strength, Fracture Toughness and Microstructure, of a Selection of All-Ceramic Materials. Part I. Pressable and Alumina, Dentistry, an Illustrated History, The Mosby Co., StLouis, USA
- Russell, C. , M Mackert, J. R., Williams, A. L., Ergle, J. W., (2000). Water-enhanced crystallization of leucite in dental porcelain , Pulication 16(6), 426-431, Section of Dental Materials, Department of Oral Rehabilitation, School of Dentistry, Medical College of Georgia, Augusta, GA, USA
- Saenz, A., Brostow, W., Rivera-Muñoz, E.(1999). "Ceramic Biomaterials: An Introductory Overview". Journal of Materials Education. Pulication 297-306. Department of Materials Science, University of North Texas , USA
- Steyern, P. V. (2005). Studies on Aluminum Oxide- and Zirconium Dioxide-Based Ceramic Systems, Publication 173, Malmö, 2005, Dental Journal Supplement Swedish
- Thomas, S., Balakrishnan, P., Sreekala, M. (2018). "Bioceramics". S. Thomas, P. Balakrishnan, M. Sreekala, Fundamental Biomaterials: Ceramics. 1-46. Chemical Sciences , Mahatma Gandhi University, India.
- Uyan, P. (2019). MMM 419 Biyomalzemeler, B.Ş.E.Ü. Mühendislik ve Mimarlık Fakültesi, Metalurji ve malzeme mühendisliği, Bilecik
- Uygunoğlu, T. , Brostow, W. , Gunes, I. (2015). "Wear and friction of composites of an epoxy with boron containing wastes " , Pulication 10.1590/0104-1428.1780 , Civil Engineering Department, Faculty of Engineering, Afyon Kocatepe University, Afyonkarahisar, Turkey
- Xiao, D., Zhuang, Z. , Zhang, J. Zhangb , M. (2014). Room temperature phosphorescence of the biocompatible B₂O₃/SiO₂ nanocomposite and its application for cellular imaging† , College of Chemistry, Sichuan University, Chengdu 610065, P.R. China
- Zaimoğlu, A. (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, Publication 355-390, A.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara

ÖZ GEÇMİŞ

Ahmed Ismael M. Shareef AL ABOOSH, Al-Muhallebiye Lisesinden mezun olduktan sonra Musul Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makina Mühendisliğinden 2014 yılında mezun oldu. 2019 yılında Omü Makina Mühendisliği Ana Dalında Yüksek Lisans programına girdi (06.01.2023).

İletişim Bilgileri

ORCID ID : 0000-0002-9365-5684

Yayınlar

1. Bor İçeren Diş Porseleni Üretimi, 4. Uluslararası Uygulamalı Mühendislik ve Doğa Bilimleri Konferansı. Kasım 2022, Konya.