

**BOR, ÇİNKO, MAGNEZYUM VE KALSİYUM İÇEREN
BİYOAKTİF SERAMİK TOZLARIN AKRİLİK KEMİK
ÇİMENTOSUNUN ISIL VE MEKANİK ÖZELLİKLERİNE
ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

**INVESTIGATION OF THE EFFECTS OF BIOACTIVE
CERAMIC POWDERS INCLUDING BORON, ZINC,
MAGNESIUM AND CALSIUM ON THE THERMAL AND
MECHANICAL PROPERTIES OF ACRYLIC BONE CEMENT**

FERYAL SUNAR

DOÇ. DR. SELİS ÖNEL KAYRAN

Tez Danışmanı

Hacettepe Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin

Biyomühendislik Anabilim Dalı için Öngördüğü

YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak hazırlanmıştır.

2024

ÖZET

BOR, ÇİNKO, MAGNEZYUM VE KALSİYUM İÇEREN BİYOAKTİF SERAMİK TOZLARIN AKRİLİK KEMİK ÇİMENTOSUNUN ISIL VE MEKANİK ÖZELLİKLERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

Feryal SUNAR

Yüksek Lisans, BİYOMÜHENDİSLİK Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Selis ÖNEL KAYRAN

Ocak 2024, 91 sayfa

Akrilik kemik çimentoları toz ve sıvı fazdan oluşan iki bileşenli bir sistemdir. Ortopedik cerrahide protez fiksasyonunu sağlamak amacıyla sıklıkla kullanılmaktadır. Kemik çimentosunun toz ve sıvı bileşenleri karıştırıldıktan sonra oluşan hamurumsu karışım kendi kendine kürlenebilen bir yapıya sahiptir. Toz bileşendeki benzoil peroksit ile sıvı bileşendeki n,n-dimetilpara-toluidinin tepkimesi sonucu meydana gelen benzoil radikalleri, metil metakrilatın polimerleşme sürecini başlatır. Polimerizasyon tepkimesi ekzotermiktir ve yüksek miktarda ısı açığa çıkmaktadır. Oluşan bu ısı çevredeki sağlıklı kemik dokuya zarar verir. Protezlerdeki aseptik gevşemenin en büyük nedenlerinden biri kemik dokunun ısıl nekroza uğramasıdır. Bir diğer neden kemik çimentolarının düşük mekanik dayanımıdır.

Bu çalışmada standart viskoziteye sahip bir akrilik kemik çimentosuna bor, magnezyum, kalsiyum gibi kemik oluşumu ve onarımında etkili olduğu bilinen minerallerden oluşan seramik tozlar eklenerek kompozit bir malzeme oluşturulması ve bu yolla polimerizasyon sıcaklığının düşürülmesi ve mekanik dayanımın artırılması hedeflenmiştir. Yerli erişimi kolay ve düşük maliyetli olması sebebi ile borik asit (H_3BO_3), çinko borat ($2ZnO.3B_2O_3.3,5H_2O$), magnezyum oksit (MgO) ve trikalsiyum fosfat ($Ca_3(PO_4)_2$) tozları tercih edilmiştir.

Seramik tozlar akrilik kemik çimentosunun toz bileşenine farklı miktar ve partikül boyutlarında tekli (unimodal) ve ikili (bimodal) olarak eklenmiştir. Oluşturulan kompozit kemik çimentolarına sıcaklık ölçümü, basma testi ve eğilme testi uygulanmıştır. Kemik çimentosunun polimerizasyon sıcaklığını düşürmede trikalsiyum fosfatın ve mekanik dayanımı arttırmada çinko boratın en etkili olduğu tespit edilmiştir. Bu iki malzemenin kemik çimentosuna farklı oranlarda birlikte eklenerek ısıl ve mekanik açıdan sinerjik etkisi araştırılmıştır. Kemik çimentosuna ağırlıkça %5 oranında ve partikül boyutu 30 mikrondan küçük çinko borat ve ağırlıkça %5 oranında ve partikül boyutu 88 mikrondan büyük trikalsiyum fosfat karıştırılması ile en düşük polimerizasyon sıcaklığı $63^{\circ}\text{C}\pm 3$ elde edilmiştir ve kontrol grubu kemik çimentosunun polimerizasyon sonucu ulaştığı sıcaklıktan yaklaşık $31,9^{\circ}\text{C}$ daha düşüktür. En yüksek mekanik dayanıma, ağırlıkça %1 oranında ve partikül boyutu 30 mikrondan küçük çinko borat ve ağırlıkça %5 oranında ve partikül boyutu 88 mikrondan büyük trikalsiyum fosfat karıştırılan kemik çimentosu ulaşmıştır. Eğilme modülü $3370,5\pm 331,5$ MPa, eğilme dayanımı $61,03\pm 10,4$ MPa ve basma dayanımı $116,3\pm 16,45$ MPa olarak kaydedilmiştir ve kontrol grubu kemik çimentosundan daha dayanıklıdır. Sonuç olarak bu çalışmada trikalsiyum fosfat ve çinko borat eklenen kemik çimentosunun polimerizasyon sıcaklığının düştüğü ve mekanik dayanımının önemli ölçüde arttığı raporlanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Akrilik kemik çimentosu, borik asit, çinko borat, magnezyum oksit, trikalsiyum fosfat, mekanik özellikler, polimerizasyon sıcaklığı

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE EFFECTS OF BIOACTIVE CERAMIC POWDERS INCLUDING BORON, ZINC, MAGNESIUM AND CALSIUM ON THE THERMAL AND MECHANICAL PROPERTIES OF ACRYLIC BONE CEMENT

Feryal SUNAR

Master of Science, BIOENGINEERING Division

Supervisor: Doç. Dr. Selis ÖNEL KAYRAN

January 2024, 91 pages

Acrylic bone cements are a two-component system consisting of powder and liquid phase. It is frequently used in orthopedic surgery to provide prosthesis fixation. The paste-like mixture formed after mixing the powder and liquid components of bone cement has a self-curing structure. Benzoyl radicals formed as a result of the reaction of benzoyl peroxide in the powder component and n,n dimethyl para-toluidine in the liquid component initiate the polymerization reaction of methyl methacrylate. The polymerization reaction is exothermic and a large amount of heat is released. This resulting heat damages the surrounding healthy bone tissue. One of the biggest causes of aseptic loosening in prostheses is thermal necrosis of bone tissue. Another reason is the low mechanical strength of bone cements.

In this study, it was aimed to create a composite material by adding ceramic powders consisting of minerals known to be effective in bone formation and repair, such as boron, magnesium and calcium, to an acrylic bone cement with standard viscosity, thus reducing the polymerization temperature and increasing mechanical strength. Boric acid (H_3BO_3), zinc borate ($2ZnO \cdot 3B_2O_3 \cdot 3,5H_2O$), magnesium oxide (MgO) and tricalcium phosphate ($Ca_3(PO_4)_2$) powders were preferred due to their easy local access and low cost.

Ceramic powders were added to the powder component of acrylic bone cement in different amounts and particle sizes in single (unimodal) and binary (bimodal) forms. Temperature measurement, compression test and bending test were applied to the created composite bone cements. It has been determined that tricalcium phosphate is most effective in reducing the polymerization temperature of bone cement and zinc borate in increasing mechanical strength. The thermal and mechanical synergistic effects of these two materials were investigated by adding them to bone cement at different rates. By mixing 5% by weight of zinc borate with a particle size of less than 30 microns and 5% by weight of tricalcium phosphate with a particle size of more than 88 microns into the bone cement, the lowest polymerization temperature was $63^\circ C \pm 3$ and the temperature reached by the control group bone cement as a result of polymerization was $31.9^\circ C$ lower. The highest mechanical strength was achieved by bone cement mixed with 1% by weight of zinc borate with a particle size of less than 30 microns and 5% by weight of tricalcium phosphate with a particle size of more than 88 microns. The flexural modulus was recorded as $3370.5 \pm 331,5$ MPa, the flexural strength as $61.03 \pm 10,4$ MPa and the compressive strength as $116.3 \pm 16,45$ MPa, making it more durable than the control group bone cement. As a result, it was reported in this study that the polymerization temperature of bone cement added with tricalcium phosphate and zinc borate decreased and its mechanical strength increased significantly.

Keywords: Acrylic bone cement, boric acid, zinc borate, magnesium oxide, tricalcium phosphate, mechanical properties, polymerization temperature

TEŞEKKÜR

Çalışmam boyunca bana her konuda destek olan, beni yönlendiren değerli hocam ve danışmanım Doç. Dr. Selis ÖNEL KAYRAN'a teşekkür ederim.

Çalışmam boyunca yaptığı katkılar için Dr. Öznur ÇAKMAK'a teşekkür ederim.

Çalışmada kullanılan kemik çimentolarını ücretsiz olarak sağlayan, her türlü cihaz ve ekipman desteğini esirgemeyen ORMED GRUP MEDİKAL'e, Kenan KARA ve Hüseyin KARA'ya teşekkür ederim.

Çalışmalarım boyunca deneylerim sırasında benden desteğini esirgemeyen çalışma arkadaşlarım Şükran GÜNEŞ ve Oğuzhan OZAN'a teşekkür ederim.

Çalışmalarım sırasında her zaman manevi desteğini yanımda hissettiğim Havva CEYLAN, Tuğçe SÖZEN ve İrem ÖZKAL'a teşekkür ederim.

Tez dönemim boyunca yanımda olan Şeyma GÖNER, Fatmanur BEDELOĞLU, Kutay BULUT ve Fatma KURUL'a teşekkür ederim.

Son olarak her zaman her koşulda yanımda olan, maddi ve manevi desteğini hiçbir zaman benden esirgemeyen sevgili anneme sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ABSTRACT.....	iii
TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Kemik Doku.....	4
2.1.1. Kemik Dokunun Yapısı.....	4
2.1.2. Kemik Rejenerasyonu.....	4
2.2. Biyomalzemeler.....	4
2.3. Akrilik Kemik Çimentoları.....	5
2.3.1. Akrilik Kemik Çimentolarında Kullanılan Malzemeler.....	6
2.3.2. Akrilik Kemik Çimentolarının Temel Özellikleri.....	9
2.3.2.1. Kürleme Özellikleri.....	10
2.3.2.2. Mekanik Özellikleri.....	11
2.3.2.2.1. ISO 5833- Cerrahi İmplantlar- Akrilik Reçine Kemik Çimentoları.....	12
2.3.2.3. Akrilik Kemik Çimentolarının Viskozitesi.....	12
2.3.3 Akrilik Kemik Çimentolarını Etkileyen Faktörler.....	13
2.4. Katkı Malzemeleri.....	14
2.4.1. Bor Tabanlı Seramik Tozlar.....	14
2.4.1.1. Borik Asit.....	17

2.4.1.2. Çinko Borat.....	17
2.4.2. Magnezyum Tabanlı Seramik Tozlar.....	18
2.4.2.1. Magnezyum Oksit.....	19
2.4.3. Kalsiyum Tabanlı Seramik Tozlar.....	20
2.4.3.1. Trikalsiyum Fosfat.....	20
3. DENEYSEL ÇALIŞMALAR.....	22
3.1. Kemik Çimentosu	22
3.1.1. Kimyasal Malzemeler	22
3.1.2. Hazırlanışı	23
3.1.3. Mekanik Testler	27
3.1.3.1. Basma Testi	27
3.1.3.2. Eğilme Testi	28
3.1.4. Isıl Analiz	29
3.1.5. Yüzey Yanıt Yöntemi Optimizasyonu	30
4. SONUÇLAR VE TARTIŞMA	31
4.1. Unimodal Çalışma Sonuçları	31
4.1.1. Mekanik Testler	31
4.1.2. Isıl Analiz	39
4.1.3. Yüzey Yanıt Yöntemiyle Optimizasyon	43
4.2. Bimodal Çalışma Sonuçları	48
4.2.1. Mekanik Testler	48
4.2.2. Isıl Analiz	51
5. YORUM	53
6. KAYNAKLAR	55
EK 1- Mekanik Test Sonuçları	59
EK 6 - Tez Çalışması Orjinallik Raporu.....	66
ÖZGEÇMİŞ	67

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Metil metakrilat	7
Şekil 2.2.N,N dimetil para-toluidin	7
Şekil 2.3.Hidrokinon	7
Şekil 2.4. Benzoil peroksit.....	8
Şekil 2.5. Gentamisin	9
Şekil 2.6.Benzoil radikalinin oluşma mekanizması	10
Şekil 3.1. Toz haldeki katkı malzemelerinin partikül boyut analizi	23
Şekil 3.2. Toz haldeki katkı malzemelerinin hassas terazide tartılması	24
Şekil 3.3. Toz ve sıvı bileşenlerin plastik kap içinde karıştırılması	25
Şekil 3.4. Basma testi numune kalıbına dökülmüş kemik çimentosu ve baskı plakası.....	25
Şekil 3.5. Eğilme testi numune kalıbına dökülmüş kemik çimentosu ve baskı plakası.....	26
Şekil 3.6. Eğilme testi numuneleri	26
Şekil 3.7. Basma testi için kullanılan numune kalıbı, çıkarma aparatları, baskı plakası ve kemik çimentosu numuneleri	27
Şekil 3.8. Kemik çimentosu numunesine Instron mekanik test cihazında uygulanan basma testi.....	28
Şekil 3.9. Basma testi uygulanmadan önce ve sonra kemik çimentosu numunesinin görünümü	28
Şekil 3.10. Kemik çimentosu numunesine Instron mekanik test cihazında uygulanan eğilme testi	29
Şekil 4.1. Borik asit eklenen kemik çimentolarının basma dayanımlarının karşılaştırılması...31	
Şekil 4.2. Çinko borat eklenen kemik çimentolarının basma dayanımlarının karşılaştırılması.....	32
Şekil 4.3. MgO eklenen kemik çimentolarının basma dayanımlarının karşılaştırılması	32
Şekil 4.4. TCP eklenen kemik çimentolarının basma dayanımlarının karşılaştırılması	33
Şekil 4.5. Borik asit eklenen kemik çimentolarının eğilme modüllerinin karşılaştırılması	33
Şekil 4.6. Çinko borat eklenen kemik çimentolarının eğilme modüllerinin karşılaştırılması...34	
Şekil 4.7. MgO eklenen kemik çimentolarının eğilme modüllerinin karşılaştırılması	34
Şekil 4.8. TCP eklenen kemik çimentolarının eğilme modüllerinin karşılaştırılması	35

Şekil 4.9. Borik asit eklenen kemik çimentolarının eğilme dayanımlarının karşılaştırılması	35
Şekil 4.10. Çinko borat eklenen kemik çimentolarının eğilme dayanımlarının karşılaştırılması	36
Şekil 4.11. MgO eklenen kemik çimentolarının eğilme dayanımlarının karşılaştırılması	36
Şekil 4.12. TCP eklenen kemik çimentolarının eğilme dayanımlarının karşılaştırılması	37
Şekil 4.13. Kompozit kemik çimentolarının basma dayanımlarının karşılaştırılması	38
Şekil 4.14. Kompozit kemik çimentolarının eğilme modüllerinin karşılaştırılması	38
Şekil 4.15. Kompozit kemik çimentolarının eğilme dayanımlarının karşılaştırılması	39
Şekil 4.16. Ağırlıkça %1, %5 ve %10 oranında eklenen seramik tozların kemik çimentosunun polimerizasyon sıcaklığı ve süresine etkisi	41
Şekil 4.17. Borik asit eklenen kemik çimentolarında a) basma dayanımı, b) eğilme dayanımı, c) eğilme modülü ve d) polimerizasyon sıcaklığı parametrelerinin seramik tozu partikül boyutu ve miktarına bağlı değişimi	43
Şekil 4.18. Çinko borat eklenen kemik çimentolarında a) basma dayanımı, b) eğilme dayanımı, c) eğilme modülü ve d) polimerizasyon sıcaklığı parametrelerinin seramik tozu partikül boyutu ve miktarına bağlı değişimi	44
Şekil 4.19. Magnezyum oksit eklenen kemik çimentolarında a) basma dayanımı, b) eğilme dayanımı, c) eğilme modülü ve d) polimerizasyon sıcaklığı parametrelerinin seramik tozu partikül boyutu ve miktarına bağlı değişimi	46
Şekil 4.20. Trikalsiyum fosfat eklenen kemik çimentolarında a) basma dayanımı, b) eğilme dayanımı, c) eğilme modülü ve d) polimerizasyon sıcaklığı parametrelerinin seramik tozu partikül boyutu ve miktarına bağlı değişimi	47
Şekil 4.21 ZnB+TCP kemik çimentolarının basma dayanımlarının karşılaştırılması	50
Şekil 4.22. ZnB+TCP kemik çimentolarının eğilme modüllerinin karşılaştırılması	50

Şekil 4.23. ZnB+TCP kemik çimentolarının eğilme dayanımlarının karşılaştırılması51

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. Çimento malzemelerinin özellikleri	22
Çizelge 3.2. Unimodal olarak eklenen katkı malzemelerine ait miktar ve partikül boyutu tablosu	24
Çizelge 3.3. Bimodal olarak eklenen katkı malzemelerine ait miktar ve partikül boyutu tablosu.....	24
Çizelge 4.1. Unimodal olarak eklenen katkı malzemeleriyle oluşturulan kemik çimentolarının polimerizasyon sıcaklık pik değerleri ve sertleşme süreleri	40
Çizelge 4.2. Katkısız kemik çimentolarının mekanik dayanımları	42
Çizelge 4.3. Katkısız kemik çimentolarının polimerizasyon sıcaklıkları ve süresi	42
Çizelge 4.4. Bimodal olarak eklenen katkı malzemeleriyle oluşturulan kemik çimentolarının polimerizasyon sıcaklığı pik değerleri ve sertleşme süreleri	51

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

B	Bor
B_2O_3	Bor Oksit
C	Karbon
$^{\circ}C$	Santigrat Derece
Ca	Kalsiyum
$Ca_3(PO_4)_2$	Trikalsiyum Fosfat
CH_3	Metil Grubu
Cu	Bakır
H_2O	Su
H_3BO_3	Borik Asit
Mg	Magnezyum
MgO	Magnezyum Oksit
P	Fosfor
PO_4^{-3}	Fosfat
Zn	Çinko
ZnO	Çinko Oksit
$2ZnO.3B_2O_3.3,5H_2O$	Çinko Borat
Zr_2O	Zirkonyum Dioksit

Kısaltmalar

ABD	Amerika Birleşik Devletleri
α -TCP	Alfa-Trikalsiyum Fosfat
ATP	Adenozin 5'Trifosfat
B	Eğilme Dayanımı
BPO	Benzoil Peroksit
β -TCP	Beta-Trikalsiyum Fosfat
E	Eğilme Modülü
DMPT	N,N Dimetil Para Toluidin
DNA	Deoksiribo Nükleik Asit
DSÖ	Dünya Sağlık Örgütü
FDA	Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi
M	Molekül Ağırlığı (g/mol)
GPa	Giga Paskal
ISO	Uluslararası Standartlar Örgütü
MMA	Metil Metakrilat
pH	Potansiyel Hidrojen
PMMA	Polimetil Metakrilat
TCP	Trikalsiyum Fosfat

1. GİRİŞ

Kemik proteinden, kalsiyum (Ca), fosfor (P), çinko (Zn) ve magnezyum (Mg) gibi minerallerden oluşan; birçok mekanik ve fizyolojik süreçte önemli rol oynayan çok yönlü dinamik bir yapıdır. İnsan vücudundaki en sert dokulardan bir tanesidir. Bu sertlik, yaşamsal organları dış etkenler ve darbelerden korumak için kemiğe olanak sağlamaktadır. Vücuda hareket yeteneği kazandırmak, destek olmak ve kan hücrelerinin üretilmesini sağlamak kemiğin diğer görevleri arasındadır. Kemik aynı zamanda Ca deposudur [1].

Kemik, aldığı hasarın boyutuna göre değişmekle birlikte kendini onarabilen bir dokudur [2]. Osteoblast, osteoklast, osteosit ve kemik astar hücreleri kemik dokusunun bakımı ve onarımında görev alır. Bunun için de kan yoluyla taşınan oksijene ve besine ihtiyaç duyarlar. Ciddi boyutlu travmatik veya patolojik olgular sonrasında kemiğin kendi kendini iyileştirme yeteneği yetersiz kaldığından kemik stabilizasyonunu ve iyileşmesini sağlamak için dışarıdan müdahaleye ihtiyaç duyulmaktadır. Bu amaçla vidalar, plakalar, kemik çimentosu ya da kemik doku iskeleleri gibi çeşitli tıbbi cihazlar kullanılmaktadır.

Tıbbi cihazlar, insan vücudundaki temel fizyolojik sistemlerin fonksiyonelliğini öngörülen ömürlerinin ötesine uzatan cihazlardır [3]. Çok sayıda tıbbi uygulama ve işlem için birçok tıbbi cihaz geliştirilmiştir. Tıbbi cihazların yapısında sıklıkla biyomalzemeler kullanılmaktadır. Kemik çimentosu seramik ve polimer bazlı biyomalzemelerden oluşan bir tıbbi cihazdır.

Kemik çimentosu biri toz biri sıvı olmak üzere iki bileşenli bir sistemdir. Toz ve sıvı bileşenlerin karıştırılmasıyla meydana gelen macun kıvamındaki hamurumsu yapının sertleşmesiyle oluşmaktadır. Kemik çimentoları kimyasal yapılarına göre farklı isimlerle gruplandırılmaktadır. En yaygın kullanılan kemik çimentoları kalsiyum fosfat çimentoları, kalsiyum sülfat çimentoları, akrilik (PMMA bazlı) çimentolar, magnezyum fosfat çimentoları ve hidroksiapatit çimentolarıdır.

Akrilik kemik çimentolarının toz bileşeninin ana maddesi polimetil metakrilat (PMMA) polimeridir. PMMA haricinde toz bileşende başlatıcı benzoil peroksit, radyoopaklaştırıcı zirkonyum dioksit veya baryum sülfat ve opsiyonel olarak antibiyotik (genellikle gentamisin) bulunur. Sıvı bileşende metil metakrilat monomeri, aktivatör n,n dimetil para-toluidin ve inhibitör hidrokinon bulunur.

Kemik çimentosunun toz ve sıvı bileşenlerinin karıştırılmasından oluşan hamurumsu yapının sertleşmesine kadar geçen süre dört aşamaya ayrılmıştır. Bunlar karıştırma aşaması, bekleme aşaması, çalışma aşaması ve donma aşamasıdır. Kemik çimentosu bu süreçte ISO 5833 standardının gereklerini karşılamak zorundadır. Standarda göre bileşenlerin karıştırılmasından donma aşamasına kadar olan süreç en fazla 15 dakika olarak tanımlanmıştır. Bu süreçte kemik çimentosu kürlenmektedir. Toz bileşende bulunan benzoil peroksit (BPO) ile sıvı bileşende bulunan n,n dimetil para-toluidin (DMPT) arasında bir tepkime gerçekleşmektedir. Bu tepkime sonucu oluşan benzoil radikalleri metil metakrilatın (MMA) polimerleşmesini tetiklemektedir.

Polimerleşme tepkimesi ekzotermiktir, dışarıya ısı verir. 1 mol MMA'ya karşılık 57 kJ ısı üretilmektedir [4]. Bu nedenle ortamdaki sıcaklık kısa bir süreliğine yükselmektedir. 124°C'ye kadar çıkabilen polimerizasyon sıcaklığı çevredeki sağlıklı kemik dokusuna zarar vermektedir.

Polimerizasyon tepkimesinden kaynaklanan termal nekroz, kemik çimentosunun en büyük dezavantajlarından biridir. Diz ve kalça protezlerindeki aseptik gevşemenin en büyük nedenleri arasında sayılmaktadır. Kemik çimentosunun bir diğer dezavantajı düşük mekanik dayanıma sahip olmasıdır. Bu nedenle çimentonun mekanik dayanımını arttırmak ve polimerizasyon sıcaklığını düşürmek için çeşitli çalışmalar yapılmaktadır.

Kemik çimentosuna bu amaçlarla çeşitli katkı malzemeleri dâhil edilmiştir. Bor (B) bileşiklerinin akrilik malzemeler ile kimyasal olarak bağ yaptığı gözlenmiştir. Antibakteriyel ve alev geciktirici özellikleri bulunan bor kemik dayanıklılığını arttırmaktadır.

Magnezyum (Mg), kemik yapısında bulunan önemli bir katyondur. Kemik metabolizması, dayanıklılığı ve büyümesinde önemli rol oynamaktadır.

Kalsiyum (Ca), kemik mineral yapısının ana bileşenidir. Kemik sağlığı ve dayanıklılığı için en önemli elementlerden biridir.

Bu tez çalışmasında, kemik çimentosunun polimerizasyon sıcaklığını düşürmek, biyouyumluluğunu ve mekanik dayanımını arttırmak amacıyla OGM1A Antibiyotikli Standart Viskozite Kemik Çimentosu'na borik asit, çinko borat, magnezyum oksit ve trikalsiyum fosfat seramik tozları eklenmiştir. Katkı malzemeleri önce tekli (unimodal) olarak farklı miktar ve partikül boyutlarında toz bileşene dahil edilmiştir.

Yapılan mekanik ve ısıl analizler sonucunda en yüksek mekanik dayanımı ve en düşük polimerizasyon sıcaklığını veren malzemeler ikili (bimodal) olarak farklı miktar ve partikül boyutlarında toz bileşene dahil edilerek tekrar analiz edilmiştir. Deneysel çalışma kısmında, çalışmada kullanılan malzemeler, cihazlar ve kemik çimentosunun hazırlanma aşamaları anlatılmıştır. Sonuçlar ve tartışma kısmında uygulanan mekanik ve ısıl testlerin sonuçları, katkı malzemelerinin kemik çimentosuna olan etkileri yer almaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kemik Doku

2.1.1. Kemik dokunun yapısı

Kemik, vücuda yapısal destek sağlarken bir yandan da bizi canlı ve fonksiyonel durumda tutan, kritik biyolojik süreçlere katkıda bulunan çok yönlü bir dokudur. Kas-iskelet sistemini destekleyen, aynı zamanda Ca^{+2} kaynağı ve kemik iliği depolayan canlı bir malzemedir. Kemik, günlük aktiviteler esnasında maruz kalınan fiziksel travmalardan yumuşak dokuları korur [2].

Kemik yapısının yaklaşık olarak %10'u hücrelerden, %60'ı minerallerden ve %30'u ise organik maddelerden oluşmaktadır. Kemiğin bu yapısal bileşimi mekanik özelliklerin etkili bir şekilde korunmasını sağlamaktadır [5].

2.1.2. Kemik rejenerasyonu

Kemik doku, kendi kendini iyileştirme yeteneğine sahip bir dokudur. Ancak diğer vücut dokularında olduğu gibi bazı hasarlar ve kusurlar kemik dokusuna kendi kendini iyileştiremeyecek boyutta ciddi zararlar verebilir.

Kemik dokusu yalnızca 6 mm'den küçük kusurları/hasarları tolere edebilir ve yenileyebilir. Ancak 6 mm'den büyük hasarlar için kemiğin kendi kendini iyileştirme yeteneği yetersiz kalır.

Osteoblast, osteoklast, osteosit ve kemik astar hücreleri kemik dokusunun bakımı ve onarımında görev alır. Bu hücre tiplerinin canlı kalabilmeleri için oksijen ve besin kaynağı kritik bir öneme sahiptir. İhtiyaç duyulan oksijen ve besin, kılcal damarlar aracılığıyla taşınan ve kemik dokularına dağıtılan kan yardımıyla sağlanır [2].

2.2. Biyomalzemeler

Biyomedikal implantlar ve tıbbi cihazlar insan vücudundaki temel fizyolojik sistemlerin fonksiyonelliğini öngörülen ömürlerinin ötesine uzatan, hayat kalitesini arttıran cihazlardır. Tıp alanında insan vücudundaki birçok uygulama ve işlem için çeşitli tıbbi cihazlar geliştirilmiştir. Çok sayıda çalışma tıbbi cihazların araştırmasına devam etmektedir.

Diz-kalça implantları, kemik çimentoları ve yapay kan damarları vb. fiziksel anlamda destek sağlayan beşeri tıbbi cihazlardan kalp pili gibi organ fonksiyonelliğini arttıran uygulamalara kadar geniş bir yelpazede yer alan tıbbi cihazların asıl amacı insan yaşamının korunması ve iyileştirilmesidir.

Tıbbi cihazların geliştirilmesi, cihazın kullanılması planlanan yere göre tasarım ve biyomalzeme seçiminde farklılıkları beraberinde getirmektedir [3].

Biyomalzemeler “canlı dokularla temas halinde işlevini yeri getiren, vücuda yerleştirilebilir malzemeler” olarak tanımlanmaktadır [6]. Vücutta yerleştirildikleri bölgeye ve üstlendikleri fonksiyona göre çeşitli malzemelerden oluşabilirler. Biyomalzemeler doğal veya sentetik biyomalzemeler olarak ikiye ayrılmaktadır.

Metaller, polimerler, seramikler veya kompozit malzemeler sentetik biyomalzemeler kategorisine girer. Her birinin kendine göre birtakım avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır. Örneğin; seramik malzemeler doğal olarak insan vücudunda da bulunan en biyouyumlu malzemelerdir. Biyoaktif veya biyobozunur özelliklere sahip olabilirler. Ancak yüksek derecedeki sertlikleri ve kırılma yapıları dezavantajlarıdır. Metaller en yüksek mekanik özelliklere sahip malzemeler olmalarına rağmen korozyona uğramaları ve yüzeylerinden salınan iyonlara bağlı gelişen toksisiteleri sebebiyle tercih edilmeyebilirler. Polimer malzemeler kimyasal yapılarına göre biyobozunurluk derecesi, hidrofilitik/hidrofobiklik dengesi ve elastisite gibi birçok özellik sunar. Ancak çok az sayıda polimer malzeme iyi seviyede biyoaktif özellikler sergilemiştir [6].

Kemik çimentoları ortopedide sıklıkla kullanılan tıbbi cihazlardan biridir. Toz fazdaki bir biyomalzeme ile sıvı fazdaki bir biyomalzemenin karıştırılıp macun kıvamını aldıktan sonra sertleşmesiyle oluşmaktadır. Kemik çimentoları vücuda implante edilen malzemelerdir. Kimyasal yapıları açısından kemik çimentoları çeşitli isimlerle gruplandırılabilir. Bunlardan en yaygın kullanılanları kalsiyum fosfat ve kalsiyum sülfat kemik çimentoları, akrilik kemik çimentoları, magnezyum fosfat kemik çimentoları ve hidroksiapatit kemik çimentolarıdır.

Polimerik biyomalzemelerden oluşan kemik çimentoları akrilik yani PMMA bazlı kemik çimentolarıdır. PMMA, ucuz ve kolay işlenebilen bir polimer olması ve yükü kemiğe homojen bir şekilde iletmesi sebebiyle daha çok tercih edilmektedir.

2.3. Akrilik kemik çimentoları

Kemik çimentosu, sıvı fazda metil metakrilat (MMA) monomeri ile toz fazda önceden polimerize edilmiş polimetil metakrilat (PMMA) kopolimerinden oluşan, akrilik reçineler kategorisine ait iki bileşenli bir sistemdir.

Akrilik kemik çimentosu ortopedik cerrahide çeşitli uygulama alanlarına sahiptir. PMMA bazlı akrilik kemik çimentoları, temel olarak iki farklı işlev için ortopedik cerrahide sıklıkla kullanılmaktadır. Bu işlevlerden birincisi protez fiksasyonunu sağlamaktır. İkincisi ise enfekte eklem artroplastisi vakalarında protez revizyonu için bölgede geçici bir ayırıcı görevi görmektedir. Bununla birlikte, kemik çimentoları çevredeki kemik dokusuyla bağ yaparak tutunmayı indükleyemeyen ve bakteriyel kontaminasyona yatkın inert malzemelerdir.

Kemik çimentosu, Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) tarafından 1970'lerde onaylanmış bir teknolojidir ancak ilk ortaya çıkışı 1930'lara dayanmaktadır. 1936'da Kulzer, PMMA ve MMA'nın karıştırılmasıyla elde edilen hamurumsu yapıya benzoil peroksit eklendiğinde yapının sertleşerek katı bir hal aldığı keşfetmiştir. Aynı yıl PMMA karışımı, maymunlardaki kranial defektleri iyileştirmek için ilk kez klinik olarak kullanılmıştır. Modern kemik çimentoları ise 1943'ten sonra ortaya çıkmıştır ve ilk kullanım alanları dental fikstürler olmuştur. Ancak İngiliz cerrah Dr. John Charnley'nin 1958'de kemik çimentosu kullanarak yaptığı ilk kalça protezi ameliyatı, kemik çimentosunun ortopedik alanda benimsenmesine yol açmıştır [7].

2.3.1. Akrilik kemik çimentolarında kullanılan malzemeler

Akrilik kemik çimentoları genel olarak 2 bileşenden oluşur: Sıvı ve toz.

Sıvı bileşen şunları içermektedir:

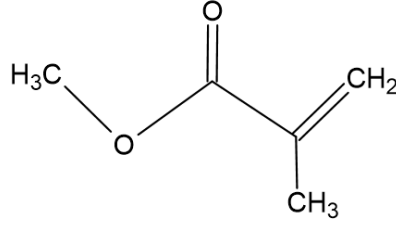
- Monomer: Metilmetakrilat (MMA)
- Aktivatör: N,N-dimetil-para-toluidin (DMPT)
- İnhibitör/stabilizatör: Hidrokinon

Toz bileşen şunları içermektedir:

- Polimer: Kopolimerli polimetilmetakrilat (PMMA), örn. metakrilat-metilmetakrilat
- Başlatıcı: Benzoil peroksit (BPO)
- Radyopaklaştırıcı: Zirkonyum dioksit (ZrO_2), baryum sülfat ($BaSO_4$)
- Antibiyotikler (gentamisin, vankomisin vb.),

Metil metakrilat:

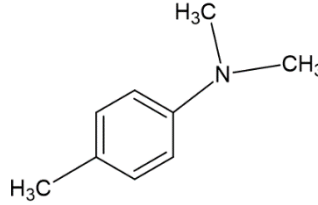
MMA, $CH_2=C(CH_3)COOCH_3$ formülüne sahip organik bir bileşiktir. Yanıcı ve zehirli bir monomerdir. Polimetil metakrilat polimerinin üretiminde kullanılmaktadır. MMA (Şekil 2.1) yapısında bulunan C=C çift bağı sebebiyle serbest radikal polimerizasyonu sırasında yüksek oranda polimerleşebilir.



Şekil 2.1. Metil metakrilat

N,N dimetil para-toluidin:

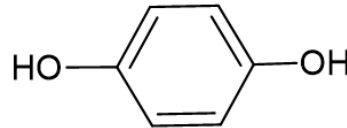
Sıvı bileşene dâhil olan bir diğer bileşik DMPT (N,N dimetil p-toluidin)'dir. Aromatik bir kokuya sahip olan DMPT (Şekil 2.2) şeffaf bir sıvıdır. Polimerizasyonu hızlandırıcı etkisi vardır. Sıvı bileşenin içinde, radikal oluşumunu indükleyen bir aktivatör olarak görev yapar.



Şekil 2.2. N,N dimetil para-toluidin

Hidrokinon:

Fenol tipinde aromatik organik bileşiktir. Granüler yapılı katı formunda bulunur. Sıvı bileşene dâhil olan diğer bileşiklerin aksine hidrokinon (Şekil 2.3) sıvı halde değil katı halde sıvı bileşenin içine eklenir. Sıvının depolanması sırasında MMA'nın erken polimerizasyonunu engellemek ve sıvıyı stabil tutmak amacıyla hidrokinon kullanılmaktadır.



Şekil 2.3. Hidrokinon

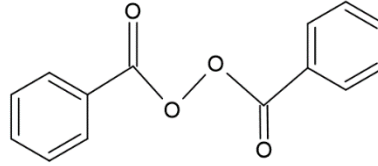
Polimetil metakrilat:

Akrilik kemik çimentosunun toz fazını oluşturan ana bileşendir. MMA monomerinden elde edilen, akrilat ailesinin bir üyesi olan sentetik bir polimerdir. Hafif olmasına rağmen kırılmaya karşı dayanıklıdır. Yapısında bulundurduğu bitişik metil grupları (-CH₃) sebebiyle amorf termoplastikler grubuna girer.

Günümüzde klinik olarak en sık kullanılan kemik çimentosu malzemesi PMMA'dır. Ancak polimerizasyon tepkimesi oldukça ekzotermik bir tepkimedir ve sonucunda ısı açığa çıkar. Oluşan bu ısı çevredeki kemik doku için zararlıdır. Öte yandan PMMA, kalsiyum fosfat ve hidroksiapatit gibi diğer çimento malzemeleri ile kıyaslandığında kemik oluşumunu sağlayan osteoblast hücrelerinin PMMA yüzeyine daha az yapıştıkları bildirilmiştir. Çeşitli araştırma grupları kemik çimentosuna farklı katkı malzemelerinin dâhil edilmesinden sonra çimentonun termal, biyolojik ve mekanik özelliklerinde iyileşme gözlendiğini rapor etmiştir.

Benzoil peroksit (BPO):

Beyaz ve granüler yapıda bir bileşiktir. Toz bileşenin içindeki benzoil peroksit (Şekil 2.4), sıvı bileşenin içindeki aktivatör DMPT ile tepkimeye girerek radikaller oluşturur. Bu radikaller daha sonra serbest radikal polimerizasyonu ile akrilik kemik çimentosunu oluşturur.



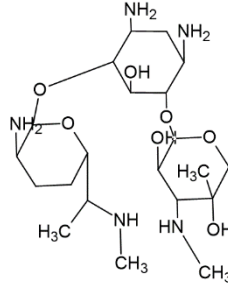
Şekil 2.4. Benzoil peroksit

Baryum sülfat/ Zirkonyum dioksit:

Yeni nesil akrilik kemik çimentoları çoğunlukla toz bileşenin içinde radyo-opaklaştırıcı maddeler içermektedir. En sık kullanılan iki radyo-opaklaştırıcı zirkonyum dioksit ve baryum sülfattır. Radyo-opaklaştırıcılar kemik çimentosunun radyografik olarak tanımlanmasına izin verdiğinden oldukça önem arz etmektedirler.

Antibiyotik:

Akrilik kemik çimentolarının toz bileşeni PMMA, BPO, BaSO₄ /ZrO₂'nin yanı sıra sıklıkla antibiyotik etken maddeleri de içermektedir. En yaygın kullanılan antibiyotik çeşidi gentamisinidir. Gentamisin (Şekil 2.5) uygun bir salınım kinetiğine ve geniş bir yelpazeye yayılan antibakteriyel etkilere sahip olması ve termal stabilitesi nedeniyle sıklıkla tercih edilmektedir. Vankomisin ve tobramisin, gentamisin dışında kemik çimentolarında kullanılan antibiyotiklerdendir. Çimentonun içindeki antibiyotiğin birincil amacı yerel olarak enfeksiyon riskini en aza indirmek veya mevcut enfeksiyonu yok etmektir [8].



Şekil 2.5. Gentamisin

2.3.2. Akrilik kemik çimentolarının temel özellikleri

Ortopedik cerrahideki önemli gelişmelerden biri 1960'ların başında yaşanmıştır. Sir John Charnley eklem protezlerinin kemiğe sabitlenmesini sağlayan yeni bir metodun ilk sonuçlarını bilim dünyasıyla paylaştı. Fikir şuydu: PMMA'dan oluşan ve kendiliğinden sertleşme yeteneğine sahip kemik çimentosu denilen dolgu maddesini kullanarak kemik ve implant arasındaki geniş bir alana yayılan temas gerilimini dağıtmak.

Çimentolu protezlerin ana avantajı mükemmel fiksasyon sağlamalarından ve aynı zamanda implant ve kemik arasındaki yükün iyi ve eşit bir şekilde dağılımından kaynaklanıyordu. Üstelik hastanın daha hızlı iyileşmesine olanak veriyordu [8].

Günümüz modern kemik çimentolarında nihai katı ürünün oluşabilmesi için toz ve sıvı bileşen karıştırılır ve sonrasında meydana gelen yapı polimerize olarak donar, yani sertleşir. Bu esnada ise dışarıya ısı verir. İki bileşenin karıştırılmasından sertleşmesine kadar geçen süre ISO 5833 gerekliliklerine göre 15 dakikayı geçmemelidir. Bu süreç birkaç aşamaya ayrılmıştır:

1. Karıştırma aşaması: Kemik çimentosunun katı bileşeni (toz) ile sıvı bileşeni birbiriyle karıştırılır. Bu aşama yaklaşık 1 dakika sürmektedir. Toz ve sıvının homojen şekilde karışması çimentonun mekanik özellikleri açısından önemlidir. Karıştırma sonucunda nispeten sıvı ancak hamurumsu bir yapı oluşur.
2. Bekleme aşaması: Kemik çimentosunun iki bileşeninin karıştırılması sonucu oluşan hamurumsu yapı henüz uygulamaya hazır değildir. Uygulanabilir bir viskoziteye ulaşması için bir süre beklenmesi gerekmektedir. Bekleme süresinin bittiği çimento hamurunun artık eldiven yüzeyine yapışmadığından anlaşılabilir. Genellikle düşük viskoziteli kemik çimentolarının daha uzun bekleme süresi vardır.

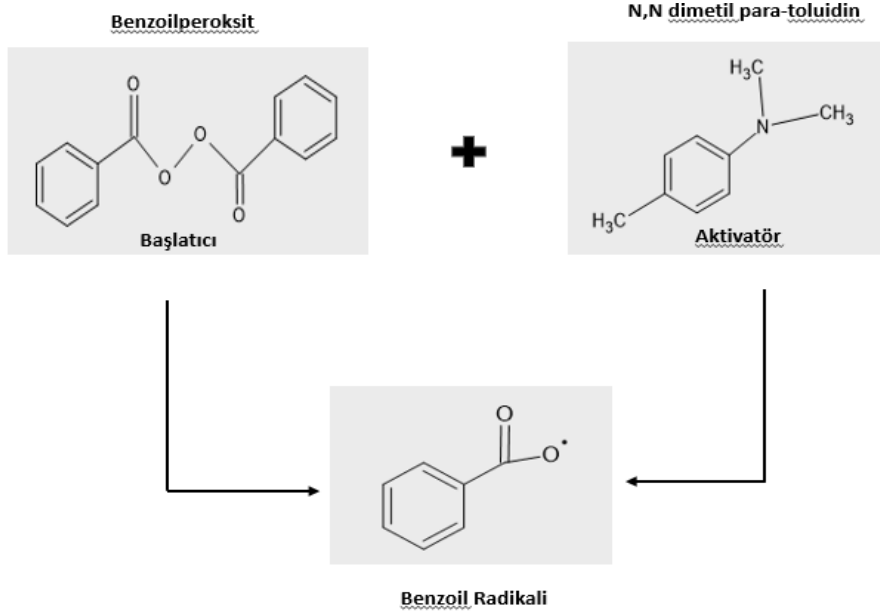
3. Çalışma aşaması: Uygun viskoziteye ulaşan çimento hamuru uygulamaya hazır durumdadır. Çimento hamuru bu esnada yapışkan değildir. Polimerizasyon tepkimesi devam ederken bir yandan sıcaklık artışı görülür. Polimerizasyon ile büyüyen birincil polimer zincirleri ve azalan hareketlilik ile birlikte çimento viskozitesi artar.

4. Donma aşaması: Donma aşamasında çimento artık katılaşmaya ve donmaya başlar. Birincil zincir büyümesi tamamlanır ve çimento sertleşir. Çimento en yüksek sıcaklığa ulaşır. Sıcaklığın pik yaptığı değerden sonra çimento hızlı bir şekilde soğumaya başlar [9].

2.3.2.1. Kürtleme özellikleri

Akrilik kemik çimentosu toz ve sıvı fazdan oluşan iki bileşenli bir sistemdir. Toz fazın içinde başlatıcı olarak görev yapan benzoil peroksit, sıvı fazın içinde aktivatör olarak görev yapan n,n dimetil para-toluidin bulunur. Toz ve sıvının karıştırılmasıyla birlikte BPO ve DMPT arasında bir tepkime gerçekleşir. Bu tepkime sonucunda oda sıcaklığında benzoil radikalleri oluşur.

Benzoil radikallerinin oluşmasını sağlayan bu tepkime bir indirgenme/oksidasyon prosesidir. Bu amaçla DMPT, BPO'nun elektron transferiyle ayrışmasına neden olur ve sonuç olarak benzoil radikalleri oluşur (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Benzoil radikalinin oluşma mekanizması

Ancak bu radikaller kararsız, kısa ömürlü ve reaktif kimyasallardır. Metil metakrilatın yapısında bulunan C=C çift bağına bağlanma yetenekleri sayesinde polimerizasyonu başlatma özelliğine sahiptirler.

Çok sayıda radikal oluşması sebebiyle, 100.000 ila 1.000.000 arasında moleküler ağırlığa ulaşan ve hızla büyüyen polimer zincirleri meydana gelir. Bu durum hamurun viskozitesini arttırır. Böylece monomer hareketliliği azalmış olur. Bir süre sonra sistem içindeki radikaller tükenir ve polimerizasyon durur [4].

Tam monomer polimerizasyonu hiçbir zaman görülmez. Tam polimerizasyonun oluşabilmesi için tüm monomer radikallerinin başlatıcı radikaller ile tepkimeye girmesi gerekmektedir. Ancak polimerizasyon tepkimesi esnasında hamur kıvamını alan karışımın viskozitesi giderek artar ve polimerizasyonu yavaşlatır. Sonunda polimerizasyon tepkimesi radikallerin hareketliliğinin azalması sebebiyle henüz tepkimeye girmemiş bir miktar monomer bırakarak sona erer. Sonuç olarak kürlenmiş PMMA bazlı kemik çimentosu uygun çevre koşullarında nadiren tam polimerizasyon verir. Kuehn'e göre kemik çimentosu %6 oranında tepkimeye girmemiş monomer radikali içermektedir [10].

Kürleme prosesinde iki olumsuz durum gözlenir. Bunlardan biri yüksek sıcaklık değerlerine ulaşılmasıdır. Diğeri ise çevre dokuya MMA monomeri salınmasıdır. Radikal polimerizasyon tepkimesi ekzotermik yani dışarıya ısı veren bir tepkimedir. Bunun neticesinde 1 mol MMA'ya karşılık 57 kJ ısı üretilmiş olur. Çimentonun ulaştığı en yüksek sıcaklık olan pik değer yalnızca kısa bir süreliğine ve kürleme aşamasında görülür. Gözlenen pik sıcaklık değeri 80 ila 124°C arasında olabilir. Bu değer MMA/PMMA oranına yani kemik çimentosunun sıvı/toz oranına bağlıdır [4].

2.3.2.2. Mekanik özellikler

Kürlenen akrilik kemik çimentolarının mekanik özellikleri, yük taşıma ve bu yükü kemiğe aktarma özellikleri sebebiyle implant başarısında önemli rol oynar. İmplantlardaki aseptik gevşeme sorunu çoğunlukla çimentonun başarısızlığından kaynaklanmaktadır. Çalışmalardan elde edilen bilgilere göre çimentodaki ilk hasarın polimerizasyon büzülmesinin oluşturduğu büzülme gerilimi, kemik çimentosu ve protez bileşenleri arasındaki modül uyumsuzluğu, kemik çimentosu-protez kompleksi arasında yer alan boşluk ve kemik çimentosunun yüzeyindeki poroziteden kaynaklandığı varsayılmaktadır [11].

Kemik çimentosunun mekanik özellikleri çimentonun başarısı için oldukça önemlidir. Eklem artroplastilerinde kemik çimentosunun asıl işlevi, protez bileşenlerini kemik yatağında konumlandırmak ve bölgeye binen yükleri eklem yoluyla kemiğe ve onu çevreleyen kaslara uzun zaman boyunca iletmektir. Kalça eklemi yoluyla aktarılan kuvvetler büyük olduğundan kemik çimentosu yüksek gerilimlere maruz kalır. Kalça eklemine, yürürken vücut ağırlığının yaklaşık 3 katı kadar, sendelediğimizde ise vücut ağırlığının 8 katı kadar fazla yük biner. Bu nedenle kalça artroplastilerinde kemik çimentosu vücudun nispeten agresif ortamında işlev görmek zorundadır [12].

2.3.2.2.1. ISO 5833- Cerrahi implantlar – Akrilik reçine kemik çimentoları

Akrilik kemik çimentolarının ısı ve mekanik özelliklerini kontrol etmek için yürürlükte olan mevcut standart ISO 5833:2014- Cerrahi implantlar – Akrilik Reçine Kemik Çimentoları standardıdır. Bu standart akrilik kemik çimentolarının karşılaması gereken sıvı içeriğin akış zamanı ve kararlılığını, toz içeriğin görünümü ve doğruluğunu, hamur haldeki karışımın sertleşme özelliklerini ve mekanik özelliklerini belirtir.

Kürlenmiş ve sertleşmiş akrilik kemik çimentosunun mekanik özelliklerini kontrol etmek için 3 kritere bakılmaktadır. Çimentonun sağlaması gereken minimum sıkıştırma-basma dayanımı değeri 70 MPa olmalıdır. Eğilme modülü minimum 1800 MPa ve eğilme dayanımı minimum 50 MPa değerini karşılamalıdır. Tüm ticari akrilik kemik çimentoları ISO 5833'ün gerekliliklerine uymak zorundadır.

2.3.2.3. Akrilik kemik çimentolarının viskozitesi

Diz, kalça, omuz gibi eklem artroplastilerinde, vertebroplasti ve kifoplasti uygulamalarında PMMA bazlı kemik çimentoları yaygın olarak kullanılmaktadır. Farklı artroplasti çeşitlerinde tercih edilen çimento viskozitesi de değişmektedir. Bu durumun başlıca sebeplerinden biri çalışma süresinin uzunluğudur.

PMMA kemik çimentoları, akışkanlıklarına bağlı olarak yüksek viskozite, orta (standart viskozite) ve düşük viskozite olarak sınıflandırılabilir. Çimentoların viskozitesinden bağımsız olarak kütleme parametreleri ve mekanik özellikleri ISO 5833 standardının gereklerini karşılamalıdır.

Kemik çimentosunun viskozitesinin yüksek olması cerrahın çimentoyu bir enjektör veya nozülden sıkmasını ve protezi yerleştirmesini zorlaştırmaktadır. Düşük viskoziteye sahip kemik çimentoları cerrahın çimentoyu bir enjektör veya nozülden sıkmasını kolaylaştırır da kısa bir çalışma süresi vermektedir. Bu nedenlerle polimerizasyon esnasında çimento viskozitesinin değişimi çimentonun işlenmesini etkileyen önemli bir faktördür [13].

Düşük viskoziteli çimentolar: Daha akışkan özellikteki düşük viskoziteli kemik çimentoları orta ve yüksek viskoziteli kemik çimentolarına göre daha uzun bir süre akıcılıklarını korumaktadır. Bu sebeple genellikle daha uzun süreli bir bekleme aşamasına sahiptir. Çimentonun eldivene yapışmadığı ve gerçek çalışma süresini veren kısım kısadır. Çimentonun sertleşme zamanını değiştirebilir.

Orta viskoziteli çimentolar: Orta veya standart viskozite kemik çimentoları çeşitli uygulamalar için çok yönlü seçenekler sunar. Bu tür çimentoların viskozitesi, uygulandığı zamana bağlı olarak hem düşük hem de yüksektir. Orta/standart viskozite kemik çimentoları karıştırılırken düşük viskoziteli bir akışkanlığa sahip olarak başlarlar ve bu durum sonrasında çimentonun toz ile sıvı bileşenlerinin kolay ve homojen bir biçimde karıştırılmasına izin vermektedir.

Yüksek viskoziteli çimentolar: Daha az akışkanlığa sahip bu çimentolar metil metakrilat-stiren kopolimer içeriği olmayan PMMA'dan meydana gelmektedir. Yüksek viskoziteli kemik çimentoları karıştırıldıktan hemen sonra hamur kıvamını alır ve manuel kullanıma hazır hale gelir. Bu nedenle yüksek viskoziteye sahip çimentoların çalışma süresinin yakından takip edilmesi gerekir. Kemik çimentosunun çalışma süresini her zaman kemikle birleşmeyecek kadar sertleşmeden önce tahmin etmek kolay değildir [14].

2.3.3. Akrilik kemik çimentolarını etkileyen faktörler

Sıcaklık:

Akrilik kemik çimentoları sıcaklığa karşı hassasiyet gösterir. Yüksek ortam sıcaklıklarında çimento hamurunun viskozite artış hızında artma gözlenir. Ortam sıcaklığı yükseldikçe (19-25°C'yi geçtikten sonra) çimento hamurunun belirli bir viskoziteye ulaşma süresi yarı yarıya azalır.

Ortam sıcaklığının çimento üzerindeki bu etkisi; sıvı bileşenin yani monomerin viskozitesinin azalmasına, polimerin şişme hızının artmasına ve buna bağlı olarak polimerizasyonun hızının artmasına sebebiyet verir. Çimentonun sıcaklığa gösterdiği hassasiyet cerrahın çalışma süresinin değişmesinde rol oynar. Sıcaklığın yükselmesi çalışma süresini düşürür [15].

Toz/sıvı oranı:

Akrilik kemik çimentosunu oluşturan iki bileşen olan toz ve sıvı bileşenlerin birbiriyle oranları çimentonun reolojik özelliklerine doğrudan etki eder. Genellikle bu oran 2/1'dir. Toz/sıvı oranı 3/1 şeklinde değiştirildiğinde hamurlaşma ve kürlenme süreleri azalır. Çimento hamurunun viskozitesi artar. Öte yandan sıvı bileşenin miktarının azaltılması polimerizasyon sonunda görülen pik sıcaklık değerini düşürür [16].

2.4. Katkı malzemeleri

Akrilik kemik çimentolarının en önemli dezavantajları polimerizasyon sonucu ortaya çıkan yüksek sıcaklık değerleri, düşük biyouyumluluk ve düşük mekanik özellikleridir. Kemik çimentolarının bu dezavantajlarını en aza indirmek amacıyla çimento içine bazı katkı maddeleri dâhil edilmiştir. Mekanik dayanımı arttırmak için çelik, cam, karbon, titanyum elyaf vb. katkı maddeleri kullanılmıştır. Kauçuk parçaları eklenerek sertleştirilmiş kemik çimentosunun kırılma dayanıklılığı arttırılmıştır [17]. Çimentonun sıcaklığını düşürmek amacıyla amonyum nitrat test edilmiştir [18]. Amonyum nitrat eklenen kemik çimentosu sıcaklığının azaldığı görülmüştür.

Kemik çimentolarına eklenen katkı maddelerinden biri de E vitamindir. Polimerizasyon prosesi, başlatıcı görevindeki benzoil peroksit (BPO) ile aktivatör görevindeki n,n-dimetil paratoluidin (DMPT)'yi içeren bir redoks sistemini kullanır. Bu sistem, yerel enflamasyonu indüklediği ve makrofaj aktivitesini değiştirdiği düşünülen benzoat ve amin radikallerini üretir. E vitamini serbest radikal temizleyicisi olarak hareket eder. Böylece E vitamini katkısı kemik çimentosunun sito-uyumluluğunu arttırırken ekzotermik tepkimenin sonucunda üretilen ısıyı düşürür [19].

Bu çalışmada mekanik ve ısıl özellikleri, biyouyumluluğu, kolay ulaşılabilir ve ekonomik olması sebebi ile bor, magnezyum ve kalsiyum tabanlı seramik tozlar tercih edilmiştir.

2.4.1. Bor tabanlı seramik tozlar

Kimyasal simgesi B, atom numarası 5 olan bor amorf kristal yapıya sahip bir yarı metaldir. Doğada saf olarak bulunmamaktadır. Diğer elementlerle bileşik yaparak doğada bulunan borun en sık rastlanan formları boraks (tinkal), borik asit ve üleksittir [20]. Dünyada bor rezervlerinin önemli kısmının Türkiye, ABD ve Rusya'da bulunduğu bilinmektedir. Dünya Bor rezervlerinin %64'ü Türkiye'de bulunmaktadır. Türkiye'den sonra en çok bor yatağına sahip ikinci ülke olan ABD dünya rezervlerinin yaklaşık %13'ünü bulundurmaktadır.

ABD boru uzun bir zamandır endüstrisinin farklı alanlarında kullanılmaktadır ve bor rezervlerinin tükenmesi tehdidinde istinaden kalan rezervinin bir kısmını “Stratejik Rezerv” olarak açıklamış ve çıkarılmasını durdurmuştur.

Türkiye’deki bor rezervlerinin avantajı madenin 4-5 m gibi yüzeeye yakın derinlikten düşük maliyetle çıkartılmasıdır ve ekonomik olmasıdır. Türkiye’nin bugünkü üretim hızına göre 389 yıl daha yetecek bor rezervi bulunmaktadır [21]. Dolayısı ile ülkemizde yapılacak çalışmalarda ve üretimlerde bor türevlerinin kullanılması avantaj yatacağıdır.

Kimyasal özellikleri ve kullanım alanları:

Bor, tarihte ilk defa Babiller tarafından altın elde etmek amacıyla kullanılmıştır. Eski Yunan halkı ve Romalılar bor bileşiklerini temizlik malzemesi olarak kullanmışlardır [21]. 18. yy’ da bor, antiseptik ve göz yıkama maddesi olarak borik asit formunda kullanılmıştır. I. ve II. Dünya Savaşları sırasında gıda maddelerinin, et ve süt ürünlerinin bozulmadan korunması amacıyla kullanılmıştır [20]. Bor günümüzde kimyasal etkilere karşı dayanıklı, hafif bir element olması nedeniyle plastik ve kâğıt endüstrisinde, tarımda, nükleer enerji santrallerinde ve roket yakıtlarında kullanılmaktadır.

Bor, sıcaklık etkisi ile camın genişmesini önler. Camı çizilmelere ve asidin yarattığı tahribata karşı korur. Titreşim, yüksek sıcaklık ve sıcaklık şokları gibi zorlayıcı dış etkenlere karşı dayanıklılık gösterdiği için elektronik ve uzay teknolojilerinde kullanılması planlanan üstün nitelikli camların üretiminde önemli bir yere sahiptir [21].

Bor, insan sağlığı için gerekli olan eser elementlerden bir tanesidir. Bor insan vücuduna beslenme yoluyla, solunum ile veya deterjan sabun gibi temizlik malzemeleri ve kozmetik ürünleri ile birlikte deri yoluyla alınır. Genel olarak kuruyemişlerde (findık, badem, ceviz), meyvelerde (vişne, üzüm, ananas, kayısı, şeftali) ve sebzelerde (havuç, taze fasulye, brokoli) bor bulunmaktadır. Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ) erişkin bireyler için günlük bor alım limitini kg başına 0,4 mg olarak belirlemiştir.

Beslenme, solunum veya deri yoluyla vücuda alınan borun %85-90’ı kısa bir süre sonra değişime uğramadan idrarla birlikte vücuttan atılmaktadır. Kalan %10-15’lik kısım borat halinde ince bağırsaktan geri emilerek beyin-omurilik sıvısında, kemiklerde, beyinde, karaciğer ve yağ dokularında birikir.

Bor, canlı organizmalarda hücre zarının yapısının korunmasında ve fonksiyonları üzerinde önemi etkileri vardır. Bor, kemik, beyin fonksiyonları ve bağışıklık sisteminde rol oynar [22].

Baçoğlu vd. [23] yaptıkları çalışmada borun krebs döngüsünü, alanin döngüsünü ve metiyonin metabolizmasını etkilediğine dair ve bunların hepsinin oksidatif stresi azalttığına dair kanıtlar bulmuştur.

Özgür elebi vd. [24] yaptıkları hücre kültürü ve in vitro antibakteriyel aktivite çalışmalarında bor türevlerinin patojenlere karşı 2-4 saat arasında yoğun inhibitör etkiye sahip olduğunu bildirmiştir. Ancak bu etkinin L929 fibroblast hücreleri üzerinde 18-24 saat içinde ciddi sitotoksisite yaratacağı raporlanmıştır. Bu nedenle bor türevlerinin biyofilm oluşturan patojenlerle mücadelede inhibisyon aktiviteleri için 2-4 saatin yeterli olduğu sonucuna varılmıştır. Mitrut I. vd. [25] periodontitis oluşturulan sıçanlar üzerinde yaptığı çalışmada borik asit içeren hidrojellerin iyi bir klinik tepki yarattığını rapor etmiştir. Nikotin tütünün ana biyoaktif maddelerinden biridir ve sigara içenlerde görülen periodontal yıkımın ana risk faktörüdür. Buket Bozkurt vd. [26] yaptığı çalışmada borik asidin nikotinin periodontal dokuda yol açtığı olumsuz etkileri inhibe ettiği ve sigara içen kişilerin ağız sağlığının korunmasına yardımcı olduğu belirtilmiştir. Borun ayrıca merkezi sinir sistemi hastalıkları, kanser ve daha birçok patolojik durumun tedavisinde kullanılabileceği raporlanmıştır [27].

Bor türevlerinin antibakteriyel etkisinin greftler, dolgu maddeleri vb. diğer sağlık uygulamaları ile birleştirilebileceği düşünülmektedir. Bu etki halk sağlığı açısından bakıldığında borun sağlık uygulamalarında kullanmasının yaygın etkisine önemini arttırmaktadır.

Kemik doku üzerindeki etkileri:

Kalsiyum ve fosfat kemiğin mineral yapısının ana bileşenleri olarak sayılmaktadır. Bor, kemik sağlığı üzerinde önemli rol oynayan D vitamini, vücuttaki Mg, Ca ve P emilimini dengeler. Bor eksikliğinde D vitamini, Mg, Ca, P emiliminde ve bu minerallerin dengesinde azalma görülmektedir.

Bor, kemiğin yapısında bulunan mineral bileşimini değiştirerek kemiğin gücünü arttırır. Yüksek oranda bor içeren besinlerle beslenen farelerde femoral kırılma dayanımının ve kemiğin sıkıştırma basıncının arttığı gözlenmiştir.

Biyoaktif camların üretilmesinde borun kemik sağlığı, yeni kemik oluşumu ve kemiğin onarımı üzerindeki olumlu etkileri öncülük etmiştir. 45S5 biyoaktif cam kompozisyonuna bor ilave edilmesiyle birlikte borat biyoaktif camlar elde edilmiştir. Üretilen biyoaktif camlar doğal kemik rejenerasyonu için doku iskeleti olarak kullanılmıştır. Borat biyoaktif camların kemik oluşumunu arttırdığı grlmştir.

Fazla miktarda borun vücuda alınması durumunda borun zehirleyici etkileri söz konusu olabilmektedir. Az miktarda veya bir defaya mahsus bor alınması durumunda toksik etki oldukça az görülmektedir.

Bor, vücuda alındıktan kısa bir zaman sonra değişikliğe uğramadan üre yoluyla vücuttan atıldığı için sadece dolaşım bozukluğu ya da böbrek yetmezliği vb. hastalığı bulunan bireylerde yüksek miktarda bor alımından sonra ölüm görülebilir [22].

2.4.1.1. Borik asit

Borik asidin diğer isimleri ortoborik asit, hidrojen ortoborat ve trihidroksidoborondur. Kristal yapıya sahip, beyaz renkli ve inorganik bir asittir. Kimyasal formülü H_3BO_3 tür. Suda çözünür. Molekül kütlesi 61.83 g/mol ve yoğunluğu 1.435 g/cm³ tür.

Türkiye’de borik asit üretimi Eti Maden İşletmeleri Genel Müdürlüğü tarafından kolemanitten yapılmaktadır.

Bor bileşiklerinin akrilik malzemeler ile kimyasal olarak bağ yaptığı gözlenmiştir. Bu kimyasal bağın akrilik malzemenin mekanik dayanımını arttırdığı düşünülmektedir. Ali Kemal Özdemir vd. [28] borun kemik büyümesi gibi birçok yaşamsal süreçte rol alması, antibakteriyel özellikleri ve yüksek biyouyumluluğu sebebiyle PMMA’ ya kütlece %1, %2, %3 oranlarında boraks, kolemanit ve borik asit gibi bor bileşenleri ekleyerek mekanik özelliklerdeki değişimi incelemiştir. En yüksek eğilme dayanımı %3 boraks eklenen örnekte gözlenirken %1 kolemanit PMMA’nın mekanik özelliklerini geliştirmiştir.

2.4.1.2. Çinko borat

Çinko borat beyaz renkli, amorf yapıda, toz halinde bulunmaktadır. Tipik olarak kimyasal bileşimi %45 ZnO, %34 B₂O₃ ve %20 H₂O’dur. Erime noktası 980°C, yoğunluğu 3,64 g/cu cm ve molekül ağırlığı 313,8 g/mol’dür. Deiyonize suda pH değeri 7,6’dır. Seyreltik asitlerde çözünebilirken suda az çözünmektedir [29].

Genel olarak mantar ve küf önleyici olarak, ısıya gösterdiği direnç sebebiyle yangına dayanıklı tekstil ürünlerinin üretiminde, antimikrobiyal ve mekanik özellikleri sebebiyle medikal ve kozmetik sektöründe, inşaat ve yapı malzemelerinde kullanılmaktadır.

Doğal kemik yapısının basınç dayanımı 30-323 MPa arasında değişmektedir. Elastik modülü 0,1-30 GPa olduğu bilinmektedir. Metal alaşımları ve biyobozunabilir metaller, güçlü mekanik özellikler barındırdığından ve insan vücudunda kullanım için yüksek mekanik dayanım taleplerini karşıladığından kemik onarımı için sıklıkla kullanılmaktadır.

Metal iyonlarının hücresel davranışları regüle etme yeteneği sayesinde kemik yenilenmesinde önemli roller üstelenebileceği bildirilmiştir. Çinko, magnezyum ve demir, doğal kemik kompozisyonuna ait metal iyonlarıdır. Üç metal iyonunun kemik onarımı ve rejenerasyonu üzerindeki etkilerine ilişkin yayınların artma eğiliminde olduğu görülmektedir.

Çinko, insan vücudunda en fazla bulunan ikinci eser elementtir. DNA sentezi, bağışıklık fonksiyonları, kemik metabolizması gibi fizyolojik süreçlere katkıda bulunan ve kritik rol oynayan enzimlerin kofaktörü olarak görev yapmaktadır. Tiffany vd. [30] ile Yu vd. [31]'nin çalışmalarından alınan verilere göre çinko iyonlarının, kemik homeostazını düzenleyen sinyal molekülleri olarak rol oynayan ZNT7, ZIP1 ve ZIP13 gibi taşıyıcılara aracılık ettiği rapor edilmiştir.

Çinko iyonlarının kemik oluşumunu arttırdığı bildirilmiştir. Paramita vd. çinkonun makrofaj çoğalmasını regüle ederek osteojenik farklılaşmayı desteklediğini ve böylece çinko iyonlarının osteokondüktif özellik geliştirebileceğini bulmuştur. Literatürdeki mevcut verilere dayanarak 3.9-5.2 mg/L aralığındaki çinko derişimi Wang vd. [32] nin açıkladığı kemik rejenerasyonunun desteklenmesi sürecini kolaylaştırmaktadır.

Çinko iyonları eklenen kemik doku iskelelerinin mekanik dayanımının, sertliğinin ve elastikiyetinin olumlu olarak etkilendiği rapor edilmiştir [22]. Her ne kadar bu çalışmalar çinko iyonu eklenmiş kemik doku iskelelerinin mekanik özelliklerinin iyileştirilebileceğini bildirse de arka plandaki mekanizma hala tam olarak bilinmemektedir.

Çeşitli çinko derişimleri ve çinkonun farklı formları kullanılarak mekanik özelliklerin nasıl iyileştirildiğini açıklayan mekanizmanın bulunması için daha fazla araştırma yapılmasına ihtiyaç vardır.

PMMA'ya farklı katkı maddelerinin eklenmesi, belirli uygulamalara yönelik olarak PMMA'nın antimikrobiyal etkinlik, ısıya direnç ve darbe direnci dahil olmak üzere mekanik özellikler gibi spesifik özelliklerinin değişmesine olanak tanımaktadır. PMMA'ya boratlar gibi metal tuzlarının eklenmesi polimerin antimikrobiyal, biyosidal, termal ve mekanik özelliklerini önemli ölçüde güçlendirmektedir.

İyigünoğdu vd. [33] çalışmasında %2.5, %5, %10 oranlarında çinko borat PMMA'ya dâhil edilmiştir. Çinko borat içeren PMMA örneklerine antimikrobiyal aktivite ve çekme dayanımı testleri uygulanmıştır. Çalışmaya göre çinko borat eklenmiş PMMA numuneleri tüm bakteri suşları ve mikroorganizmalara karşı antimikrobiyal etkinlik göstermiştir. En yüksek mekanik dayanım %5 çinko borat içeren PMMA örneğinde gözlenmiştir.

2.4.2. Magnezyum tabanlı seramik tozlar

Magnezyum, kimyasal simgesi Mg olan metal grubuna ait bir elementtir. Atom numarası 12 olan Mg en hafif elementlerden bir tanesidir. Mg, kemikte en çok bulunan ikinci katyon olması sebebiyle kemiğin temel elementlerinden biri olarak kabul edilmektedir.

Erişkin bir insanın vücudunda 21-28 g arasında magnezyum bulunmaktadır. Bu magnezyumun % 60'lık kısmı iskelet sisteminde, %39'u hücre içinde ve %1'i hücre dışında bulunur. 70 kg ağırlığındaki erişkin bir insanın kemikleri 1300 g kalsiyum, 600 g fosfor ve 14 g magnezyum içermektedir [34,35].

Mg iyonları ile fosfat grupları arasında önemli bir etkileşim bulunmaktadır. Bu etkileşim magnezyumu bütün canlı organizmaların hücrelerinin temel nükleik asit kimyası için zaruri kılmaktadır. Mg, adenozin 5'trifosfat (ATP) ve fosfonükleotidler ile kompleks halindedir ve çok sayıda enzim katalizör etkisi için magnezyuma ihtiyaç duyar. Bu nedenle magnezyumun eczacılık ve tıp alanında önem arz eden bileşikleri vardır. Kemik yapısında, kemik metabolizmasında sahip olduğu önemli rol ve biyobozunur özellikleri nedeniyle sert doku iskeleleri ve kemik ikamelerinde magnezyum kullanımını tercih edilmektedir [36].

Magnezyum hafif bir element olması sebebiyle uçak ve füze üretiminde sıklıkla kullanılmaktadır. Fotoğraf makinalarının flaş kaplamalarında, işaret fişeklerinde ve yangın bombalarında magnezyum kullanılmaktadır.

2.4.2.1. Magnezyum oksit

Magnezyum (Mg), vücudumuzda en fazla bulunan dördüncü katyondur ve kemiğin yapısında yer alır. Magnezyum, birçok önemli fizyolojik süreçte rol oynar. Hücre farklılaşması, planlı hücre ölümü, kemik metabolizması ve protein sentezi gibi süreçlerde görev yapmaktadır. Magnezyum, kemik metabolizmasının tüm aşamalarını etkilemektedir. Mg eksikliğinde kemik kırılabilir. Kemik kütle yoğunluğu azalabilir. Kemik büyümesi gecikirken kemik gelişimi olumsuz etkilenir. Magnezyumun kemik metabolizmasını düzenlemedeki oynadığı roller; hücre davranışı ve yeni damar oluşumunu indüklemesi, kalsifikasyona katılması, immün yanıtın oluşması sırasında mikro ortamı düzenlemesi ve ortam pH'ını değiştirmesi olarak sıralanabilir. Magnezyum hücre yapışması, hücre göçü, hücre çoğalması ve farklılaşma gibi hücre davranışları üzerine etki etmektedir. Magnezyumun ortam pH'ını değiştirmesi kemik rejenerasyonunu etkileyebilir. pH değerinin 8-8,5 olduğu alkali bir mikro ortamda osteoblast hücreleri çoğalma eğilimindeyken, pH'ın daha düşük olduğu asidik özellikteki bir mikro ortamda osteoklast hücreleri aktivitelerini arttırarak kemik yıkımını hızlandırır.

Son dönemlerde katkı ikamesi olarak Mg, kemik doku mühendisliğinde yoğun ilgi görmektedir. Genel olarak Mg içeren biyomalzemeler; biyoaktif camlar, biyobozunur kemik doku iskeleleri, Mg ilişkili alaşımlar ve Mg dâhil edilmiş kalsiyum fosfat çimentolarıdır.

Mg eklenmiş kemik doku iskelelerinin kontrol grubuna göre daha yüksek basınç dayanımı gösterdiği bildirilmiştir. Çok sayıda çalışma Mg' nin ortam pH'ını değiştirerek alkali koşullar oluşturduğunu ve bu sayede kemik hücrelerinin büyümesini destekleyebileceğini rapor etmiştir [37].

Spesifik olarak PMMA bazlı kemik çimentosuna MgO parçacıklarının eklenmesiyle osteoblast hücrelerinin çimento yüzeyine daha çok yapışma eğiliminde olduğu, çimentonun termal ve mekanik özelliklerinde iyileşme görüldüğü gözlenmiştir [38,39].

2.4.3. Kalsiyum tabanlı seramik tozlar

Kalsiyum fosfat bileşikleri kemik mineral yapısının ana bileşenlerindedir. Hidroksiapatit ve trikalsiyum fosfatlar gibi kemik dokunun replasmanında sıklıkla kullanılan çeşitli kalsiyum fosfat bileşikleri vardır. Kalsiyum fosfat bileşikleri biyoseramik malzemelerdendir. Yapılarındaki Ca/P oranı kimyasal özelliklerinin belirlenmesinden oldukça önemli rol oynamaktadır. Ca/P oranının 1'in altında olduğu kalsiyum fosfat bileşikleri çözünürlükleri fazla olduğu için biyolojik olarak implantasyon işlemi için uygun değildir.

Kalsiyum fosfat biyoseramiklerinin ilgi çekici özelliklerinden bir tanesi biyolojik olarak parçalandıktan sonra bozunma ürünlerinin (Ca^{+2} ve PO_4^{-3}) insan vücudunda doğal bir şekilde bulunan iyonlar olmasıdır. Bu durum kalsiyum fosfat biyoseramiklerinin eşsiz avantajlarından biri olarak sayılmaktadır. Biyouyumlu seramik malzemeler olmalarının yanı sıra toksik etkilere sahip bileşenlere dönüşmezler veya doğrudan toksik etkiye sebep olmazlar [40].

2.4.3.1. Trikalsiyum fosfat

Trikalsiyum fosfat, $Ca_3(PO_4)_2$ kimyasal formülüne sahip kalsiyum fosfat seramikleri başlığının altında bulunan ve biyobozunabilme yeteneğine sahip bir seramik malzemedir. α -TCP ve β -TCP olarak ikiye ayrılır. β -TCP oda sıcaklığında kararlı bir yapıya sahip stabil bir bileşiktir ve 1125 °C'de α -TCP'ye dönüşmektedir.

Trikalsiyum fosfatın yapısındaki Ca/P oranı 1.5'tir. Bu sebeple implantasyon işlemi için uygun kabul edilirler. TCP yaygın olarak kalsiyum fosfat bazlı kemik çimentolarında kullanılmaktadır.

Trikalsiyum fosfat (TCP), bebek mamaları vb. gibi toz haldeki gıdaların hazırlanmasında bir gıda katkı maddesi olarak kullanılmaktadır [40,41].

Polimerize olup sertleşen PMMA' in özellikleri mekanik açıdan ele alındığında, süngerimsi kemik ve kortikal kemiğin özellikleri arasında yer almaktadır. Ancak polimerleşme sırasında gerçekleşen ekzotermik tepkime esnasında ortaya çıkan ısı, özellikle büyük hacimlerde çimento kullanılması gerekiyorsa, PMMA bazlı kemik çimentolarının ameliyat sırasında kullanımını sınırlar.

PMMA bazlı kemik çimentolarında biyolojik ve mekanik özelliklerin geliştirilmesine yönelik modifikasyonlardan bir tanesi trikalsiyum fosfat (TCP) eklenmesidir. Teresa Russo vd. yaptığı çalışmada farklı oranlarda Cu-TCP dâhil edilmiş PMMA bazlı kemik çimentolarını mekanik ve biyolojik açılarından değerlendirilmiştir. En yüksek eğilme modülü ve eğilme dayanımı ağırlıkça %2,5 Cu-TCP içeren örnekte gözlenmiştir. Sıkıştırma dayanımı değerleri ISO 5833 standardının gerekliliklerini karşılamakla birlikte örnekler arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır [42].

Borik asit, çinko borat, magnezyum oksit ve trikalsiyum fosfatın kemik çimentosuna tekil olarak eklendiği çalışmalar bulunmaktadır. Bu tez çalışmasında literatürden farklı olarak katkı malzemeleri bimodal sistemde ikili karışımlar halinde akrilik kemik çimentosuna dâhil edilmiş ve ayrıntılı olarak mekanik özellikleri ve polimerizasyon sıcaklıkları incelenmiştir. Çalışmada kullanılan bor türevlerinin yerli üretim olması, çinko boratın akrilik kemik çimentosuna dâhil edildikten sonra basma ve eğilme dayanımlarının analiz edilmesi çalışmayı özgün kılmaktadır.

3. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Çalışmada bor, magnezyum ve kalsiyum bazlı seramik tozlar akrilik kemik çimentosunun mekanik ve ısı özelliklerini iyileştirmek amacıyla farklı oranlarda tekli (unimodal) olarak eklenmiştir. Numunelere en iyi mekanik ve ısı özellikleri kazandıran seramik tozlar belirlenerek çimento tozuna farklı oranlarda ikili (bimodal) karışımlar halinde eklenmiştir. Bunlar arasında en yüksek dayanımı gösteren karışım belirlenmiştir.

3.1. Kemik Çimentosu

3.1.1. Kimyasal Malzemeler

Çalışmada kullanılan temel malzeme akrilik kemik çimentosu (Ormed Grup Medikal, Ankara) ve katkı maddeleri borik asit (Eti Maden, Bandırma, Balıkesir), çinko borat (Melos, Sakarya), magnezyum oksit (Bortech, İstanbul) ve trikalsiyum fosfattır (Tekkim, Bursa) ve özellikleri Çizelge 3.1'de gösterilmiştir. Kemik çimentosunun mekanik özelliklerini iyileştirmek ve polimerizasyon sıcaklığını düşürmek amacıyla çimentonun toz bileşenine kütlece farklı oranlarda ve farklı partikül boyutlarında borik asit, çinko borat, magnezyum oksit ve trikalsiyum fosfat eklenmiştir.

Çizelge 3.1. Çimento malzemelerinin özellikleri

Katkı Malzemesi	Görünüm	Renk	pH	Erime Noktası	Moleküler Ağırlık
MgO	Toz/Granül	Beyaz	10.3	2800°C	40,30 g/mol
TCP	Toz/Granül	Beyaz	5,0 - 7,5	> 450°C	310.18 g/mol
ZnB	Toz/Granül	Beyaz	6,8-7,5	650°C	434,6 g/mol
BA	Toz/Granül	Beyaz	3,64-5,13	450°C	61,83 g/mol

3.1.2. Hazırlanışı

Kemik çimentosunun hazırlanışı dört aşamalı olarak gerçekleştirilmiştir:

1. Şartlandırma: OGM1A Antibiyotikli Standart Viskozite Kemik Çimentosu'nun toz ve sıvı bileşenleri, karıştırma çubuğu ve karıştırma kabı deneye başlamadan önce 23 °C'de ve %48 bağıl nemde iki saat bekletilerek şartlandırılmıştır.
2. Tozların eklenmesi: Toz halindeki katkı malzemeleri borik asit (H_3BO_3), çinko borat ($2ZnO.3B_2O_3.3,5H_2O$), magnezyum oksit (MgO) ve trikalsiyum fosfat ($Ca_3(PO_4)_2$) laboratuvar eleğinden geçirilerek partikül boyut analizi yapılmıştır (Şekil 3.1). Bu tozlar Çizelge 3.2 ve Çizelge 3.3'e göre hassas terazide tartılmıştır (Şekil 3.2). Her örnek OGM1A Antibiyotikli Standart Viskozite Kemik Çimentosu'na eklenerek toplam 40 g toz karışım elde edilmiştir. Örneklerin isimlendirilmesi yapılırken borik asit için BA, çinko borat için ZnB, magnezyum oksit için MgO ve trikalsiyum fosfat için TCP kısaltmalarına toplam çimento içindeki yüzde ağırlığı ve partikül boyut aralığı eklenmiştir. Örneğin BA5-88, kemik çimentosuna ağırlıkça %5 borik asit eklendiğini ve partikül boyutunun 88 mikrondan büyük olduğunu ifade etmektedir.



Şekil 3.1. Toz haldeki katkı malzemelerinin partikül boyut analizi



Şekil 3.2. Toz haldeki katkı malzemelerinin hassas terazide tartılması

Çizelge 3.2. Unimodal olarak eklenen katkı malzemeleri miktar ve partikül boyutu

Karışım İsmi	Katkı Malzemesi	Miktar (% ağı.)	Miktar (g)	Partikül Boyutu (μm)
BA5-88	Borik Asit	5%	2 g	> 88
BA5-30	Borik Asit	5%	2 g	< 30
BA10-88	Borik Asit	10%	4 g	> 88
BA10-30	Borik Asit	10%	4 g	< 30
ZnB1-88	Çinko Borat	1%	0.4 g	> 88
ZnB1-30	Çinko Borat	1%	0.4 g	< 30
ZnB5-88	Çinko Borat	5%	2 g	> 88
ZnB5-30	Çinko Borat	5%	2 g	< 30
MgO5-88	Magnezyum Oksit	5%	2 g	> 88
MgO5-30	Magnezyum Oksit	5%	2 g	< 30
MgO10-88	Magnezyum Oksit	10%	4 g	> 88
MgO10-30	Magnezyum Oksit	10%	4 g	< 30
TCP5-8	Trikalsiyum Fosfat	5%	2 g	> 88
TCP5-30	Trikalsiyum Fosfat	5%	2 g	< 30
TCP10-88	Trikalsiyum Fosfat	10%	4 g	> 88
TCP10-30	Trikalsiyum Fosfat	10%	4 g	< 30

Çizelge 3.3. Bimodal olarak eklenen katkı malzemeleri miktar ve partikül boyutu

Karışım İsmi	ZnB	TCP
ZnB+TCP (ZnB> 88 μ , TCP<30 μ)	1%	5%
ZnB+TCP (ZnB<30 μ , TCP> 88 μ)	%5	%10

3. Hamurlaştırma: Katkı malzemeleri eklenen 40 g OGM1A Antibiyotikli Standart Viskozite Kemik Çimentosu üzerine 20 ml sıvı bileşen plastik karıştırma kabına aktarılarak blister karıştırma çubuğu ile hamura dönüşene kadar 1 dakika karıştırılmıştır (Şekil 3.3).

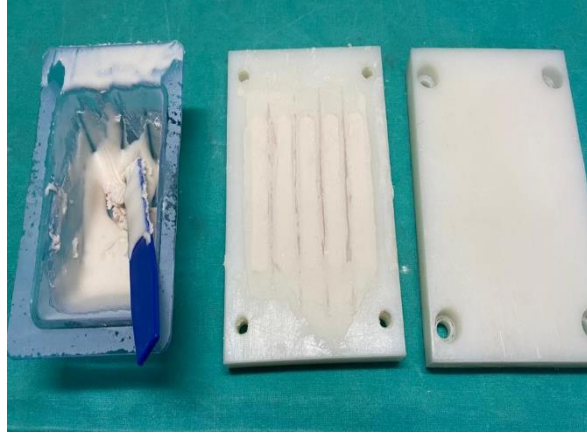


Şekil 3.3. Toz ve sıvı bileşenlerin plastik kap içinde karıştırılması

4. Kalıba döküm: Hamur haldeki çimento karışımı blister karıştırma çubuğu yardımıyla basma ve eğilme testlerine özel numune kalıplarına 1 dakikadan kısa bir sürede hızlı bir şekilde dökülmüştür (Şekil 3.4 ve Şekil 3.5).



Şekil 3.4. Basma testi numune kalıbına dökülmüş kemik çimentosu ve baskı plakası



Şekil 3.5. Eğilme testi numune kalıbına dökülmüş kemik çimentosu ve baskı plakası



Şekil 3.6. Eğilme testi numuneleri

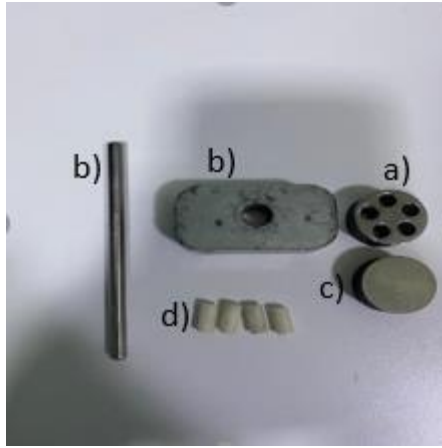
5. Kürleme ve şartlandırma: Numuneler kalıp içinde oda sıcaklığında 15 dakika bekletilerek sertleştirilmiştir. $23\pm 0,1$ °C’de 24 saat şartlandırılmıştır ve mekanik testler için hazır hale getirilmiştir.

3.1.3. Mekanik Testler

Spesifik numune kalıplarına dökülen katkılı kemik çimentosu örnekleri çıkarma çubukları yardımıyla kalıplardan çıkarılmıştır. Numunelere ISO 5833:2014- Cerrahi implantlar – Akrilik Reçine Kemik Çimentoları standardına [43] uygun olarak Instron (3400 Series 34SC-5, 5 kN, USA) mekanik test cihazında basma ve eğilme testleri uygulanmıştır.

3.1.3.1. Basma Testi

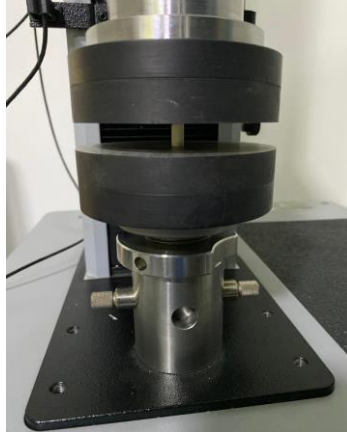
Çizelge 3.2 ve Çizelge 3.3'te belirtilen oranlara ve partikül boyutlarına göre hazırlanan çimento hamuru 1 dakikadan kısa bir sürede hızlı bir şekilde paslanmaz çelikten yapılmış numune kalıbına dökülmüştür (Şekil 3.3). 12 ± 0.1 mm uzunluğunda ve 6 ± 0.1 mm çapında silindirik şekilde boşluklar çimento hamuruyla tamamen dolduktan sonra donmaya bırakılmıştır. Silindirik numuneler çıkarma aparatları kullanılarak kalıptan çıkarılmıştır (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Basma testi için kullanılan a) numune kalıbı, b) çıkarma aparatları, c) baskı plakası ve d) kemik çimentosu numuneleri

Numunelerin alt ve üst yüzeylerini düzleştirmek için numuneler törpülenmiştir. Numuneler Instron mekanik test cihazının basma testine özel dairesel çene başlıklarına yerleştirilmiştir. Numunelerinin yük karşısındaki yer değiştirme miktarını ölçmek üzere 19.8 mm/dk-25.6 mm/dk sabit hızda basma testi uygulanmıştır (Şekil 3.8 ve Şekil 3.9). Silindirik şeklindeki numuneler kırıldığında ya da üst akma noktası geçildiğinde cihaz durdurulmuştur. Her numunede kırılma için uygulanan kuvvet veya üst akma noktasından hangisi önce oluşmuşsa sistem tarafından kaydedilmiştir.

Bu kuvvet, silindirin başlangıçta sahip olduğu yüzey kesit alanına bölünmüştür ve bulunan sonuç mega paskal (MPa) cinsinden basma dayanımı olarak ifade edilmiştir.



Şekil 3.8. Kemik çimentosu numunesine Instron mekanik test cihazı ile basma testi



Şekil 3.9. Kemik çimentosu numunesinin basma testi öncesi ve sonrası görünümü

3.1.3.2. Eğilme Testi

Kemik çimentosunun katkı malzemesi eklenmiş toz bileşeni ve sıvı bileşeni karıştırıldıktan sonra hamur kıvamındaki çimento blister çubuk yardımıyla 75 mm x 10 mm x 3.3 mm boyutlarındaki polietilen numune kalıbına dökülmüştür. Numune kalıbının üzerindeki şerit şeklindeki boşluklar çimento hamuruyla dolduktan sonra özel baskı plakası kalıbın üzerine yerleştirilmiştir ve çimento 24 saat donmaya bırakılmıştır. Polimerizasyon sonucu sertleşen numuneler ince paslanmaz çelik bir çubuk ile kalıptan çıkarılmıştır. Şerit şeklindeki numunelerin (Şekil 3.6) kenarları törpülenmiştir ve Instron mekanik test cihazının (3400 Series 34SC-5, 5 kN) özel 4 noktalı çene başlığına yerleştirilmiştir. Numunelere 5 ± 1 mm/dk basma hızıyla eğilme testi uygulanmıştır (Şekil 3.10). Şerit şeklindeki numunelerin yük uygulama noktalarının merkezine sıfırdan başlayarak artan şekilde kuvvet uygulanmıştır.

Bu kuvvet neticesinde numunelerdeki eğilme miktarı kaydedilmiştir. Numune kırılana kadar cihaz kuvvet uygulamaya devam etmiştir.

Megapaskal cinsinden eğilme modülü E aşağıdaki eşitlik kullanılarak hesaplanmıştır:

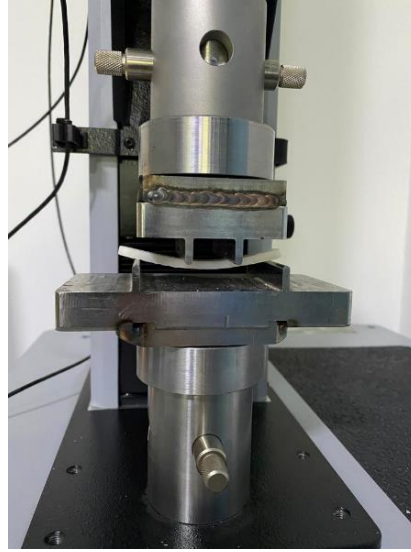
$$E = \frac{\Delta Fa}{4fbh^3} \cdot (3l^2 - 4a^2) \quad (1)$$

Eşitlik 1'de f (mm) 15 N ve 50 N'luk kuvvetler altında eğilmedeki farklılığı göstermektedir. Numunenin ölçülen ortalama genişliği b (mm) ve ölçülen ortalama kalınlığı h (mm) ile gösterilmiştir. Dış yük uygulama noktaları (external loading points) arasındaki mesafe l ile gösterilmiştir ve bu çalışmada 60 mm'dir. ΔF yük aralığı (load range) bu çalışmada 50 N – 15 N = 35 N olarak kullanılmıştır. İç ve dış yük uygulama noktaları arasındaki mesafe a ile gösterilmiştir ve 20 mm'dir.

Eğilme dayanımı B (MPa) aşağıdaki eşitlikle hesaplanmıştır:

$$B = \frac{3Fa}{bh^2} \quad (2)$$

Burada F (N) kırılma anındaki kuvvettir.



Şekil 3.10. Kemik çimentosu numunesine Instron mekanik test cihazında uygulanan eğilme testi

3.1.4. Isıl Analiz

Hazırlanan kemik çimentosu numunelerinde polimerizasyon tepe sıcaklık değerlerini ölçmek için iki kanallı göstergeli sıcaklık ölçer (88598 4ch K SD Logger, Çin) kullanılmıştır. Isılçiftin uçları kemik çimentosu numunesinin tam merkezine yerleştirilmiştir.

3.1.5. Yüzey Yanıt Yöntemi Optimizasyonu

Kemik çimentosu örneklerine seramik tozlar eklendikten sonra tozların etkisini ölçmek için uygulanan ısı analiz ve mekanik testler sonucunda en yüksek mekanik dayanımı ve en düşük polimerizasyon sıcaklığını sağlayan kompozisyonları belirlemek için yüzey yanıt yöntemi kullanılmıştır. Yüzey yanıt yöntemi Minitab Statistical Software (Sürüm 21.4.2.0, Minitab, LLC, Pensilvanya, ABD) istatistiksel yazılım sistemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Girdi olarak katkı malzemelerinin miktarı (% ağırlık) ve partikül boyutları; çıktı olarak kemik çimentolarının polimerizasyon sıcaklık değerleri, basma dayanımları, eğilme modülleri ve eğilme dayanımları kullanılmıştır. Buna göre en iyi sonuçları veren kemik çimentosu belirlenmiştir.

4. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

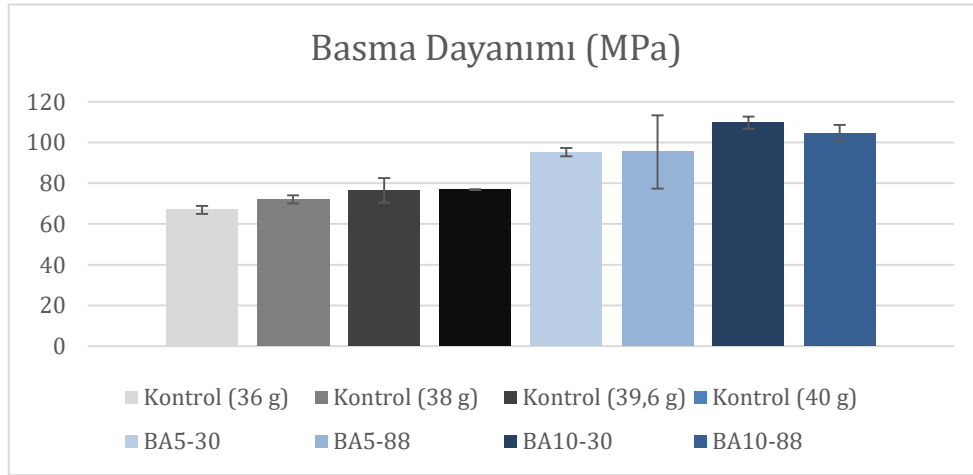
4.1. Unimodal Çalışma Sonuçları

Çizelge 3.2'e göre eklenen katkı malzemeleriyle oluşturulan kompozit kemik çimentolarına ISO 5833:2014- Cerrahi İmplantlar – Akrilik Reçine Kemik Çimentoları standardına uygun olarak basma ve eğilme testleri uygulanmıştır ve polimerizasyon sırasında sıcaklık ölçümü yapılmıştır. Mekanik test sonuçlarının tamamı Ek 1'de verilmiştir.

4.1.1. Mekanik Testler

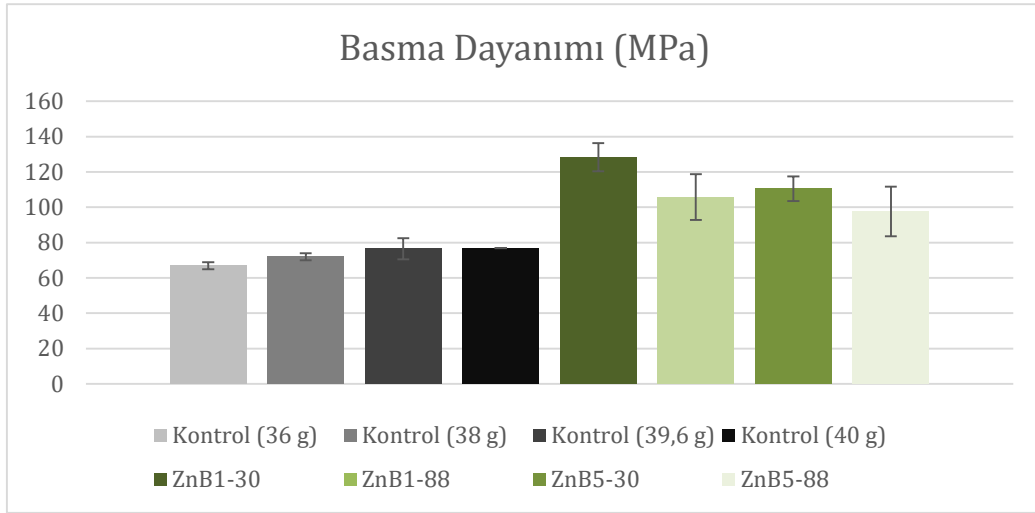
Basma Testi:

Borik asit eklenen BA5-30, BA5-88, BA10-30 ve BA10-88 kemik çimentolarının ortalama basma dayanımları sırasıyla $95,3 \pm 2,35$ MPa, $95,4 \pm 18,1$ MPa, $109,8 \pm 3,3$ MPa ve $104,6 \pm 4,27$ MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.1). Borik asit eklenen kemik çimentolarının hepsi kontrol grubu 40 g kemik çimentosunun basma dayanımı değeri olan 76,8 MPa'nın üzerinde sonuç vermiştir. Şekil 4.1'de toplamda 40 g katı toz elde etmek için ağırlıkça %1, %5 ve %10 oranında eksiltilmiş, yani 39,6 g, 38 g ve 36 g kemik çimentosunun basma dayanımı da gösterilmiştir.



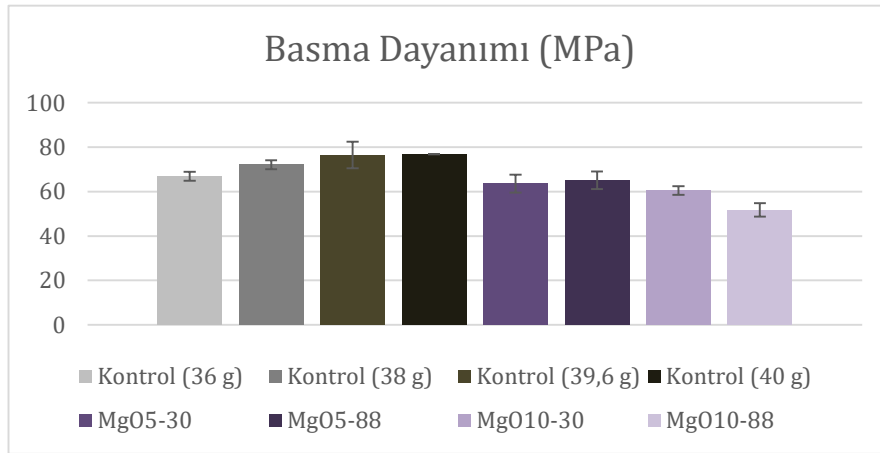
Şekil 4.1. Borik asit eklenen kemik çimentolarının basma dayanımlarının karşılaştırılması

Çinko borat eklenen ZnB1-30, ZnB1-88, ZnB5-30 ve ZnB5-88 kemik çimentolarının ortalama basma dayanımları sırasıyla $128,3 \pm 8$ MPa, $105,8 \pm 13,76$ MPa, $110,5 \pm 7,6$ MPa ve $97,6 \pm 14,56$ MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.2). Çinko borat eklenen kemik çimentolarının hepsi kontrol grubu kemik çimentosunun basma dayanımı değeri olan 76,8 MPa'nın üzerinde sonuç vermiştir.



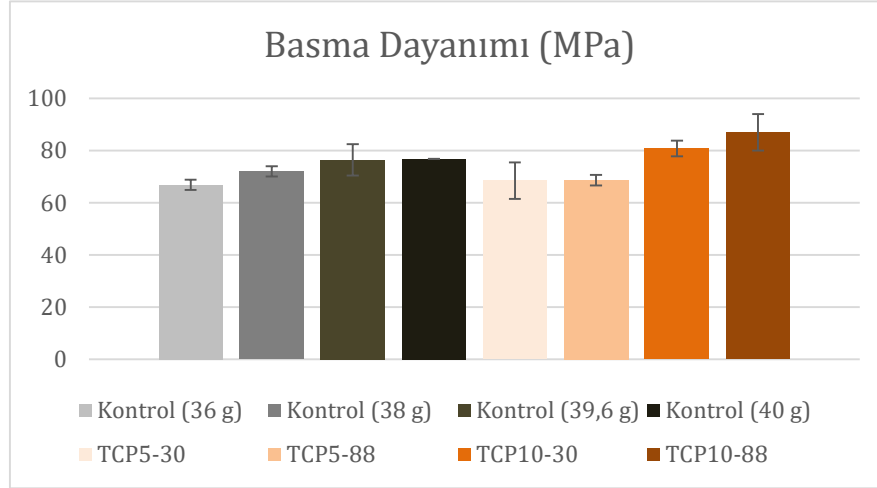
Şekil 4.2. Çinko borat eklenen kemik çimentolarının basma dayanımlarının karşılaştırılması

Magnezyum oksit eklenen MgO5-30, MgO5-88, MgO10-30 ve MgO10-88 kemik çimentolarının ortalama basma dayanımları sırasıyla 63,6±4,2 MPa, 65,1±4,36 MPa, 60,5±2 MPa ve 51,8±3,7 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.3). Magnezyum oksit eklenen kemik çimentolarının hepsi kontrol grubu kemik çimentosunun basma dayanımı değeri olan 76,8 MPa'nın ve ISO 5833 standardının limit değeri olan 70 MPa'nın altında sonuç vermiştir.



Şekil 4.3. MgO eklenen kemik çimentolarının basma dayanımlarının karşılaştırılması

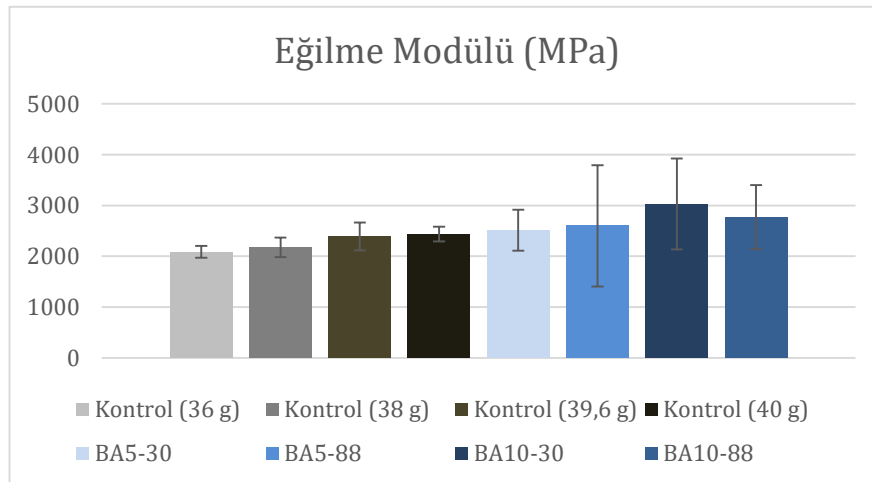
Trikalsiyum fosfat eklenen TCP5-30, TCP5-88, TCP10-30 ve TCP10-88 kemik çimentolarının basma dayanımları sırasıyla $68,5 \pm 7,46$ MPa, $68,7 \pm 2,96$ MPa, $80,8 \pm 3,84$ MPa ve $87 \pm 7,4$ MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.4). TCP5-30 ve TCP5-88 kemik çimentolarının basma dayanımı kontrol grubu kemik çimentosunun basma dayanımı değeri olan 76,8 MPa'nın ve ISO 5833 standardının limit değeri olan 70 MPa'nın altında sonuç vermiştir.



Şekil 4.4. TCP eklenen kemik çimentolarının basma dayanımlarının karşılaştırılması

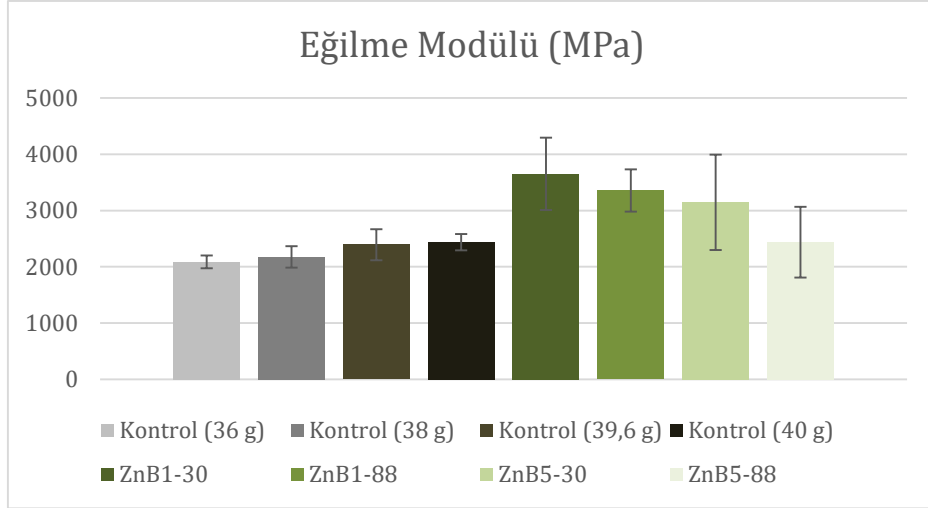
Eğilme Testi:

Borik asit eklenen BA5-30, BA5-88, BA10-30 ve BA10-88 kemik çimentolarının eğilme modülleri sırasıyla $2515,6 \pm 403,8$ MPa, $2598,8 \pm 1193,7$ MPa, $3029,1 \pm 895,79$ MPa ve $2771,02 \pm 633,47$ MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.5). Borik asit eklenen kemik çimentolarının hepsi kontrol grubu kemik çimentosunun eğilme modülü değeri olan 2436,1 MPa'nın üzerinde sonuç vermiştir.



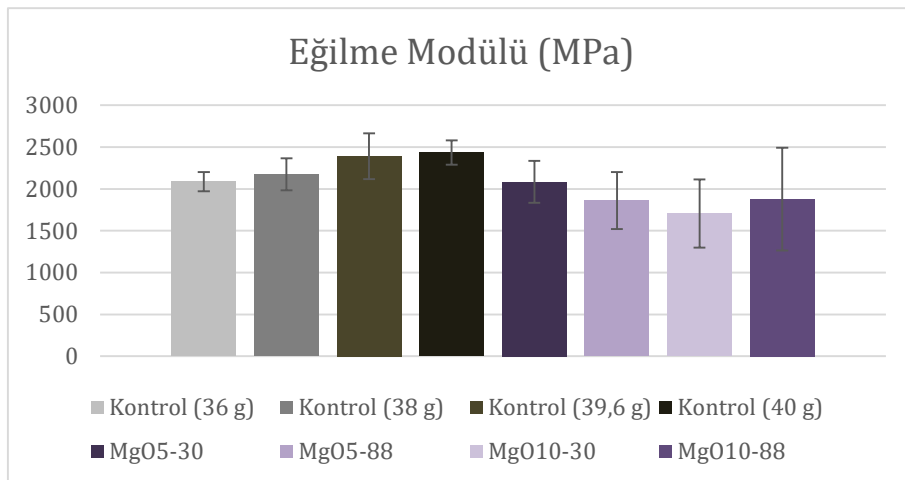
Şekil 4.5. Borik asit eklenen kemik çimentolarının eğilme modüllerinin karşılaştırılması

Çinko borat eklenen ZnB1-30, ZnB1-88, ZnB5-30 ve ZnB5-88 kemik çimentolarının ortalama eğilme modülleri sırasıyla $3655,2 \pm 644,28$ MPa, $3357,5 \pm 374,3$ MPa, $3146,4 \pm 847,9$ MPa ve $2439,2 \pm 630,9$ MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.6). Çinko borat eklenen kemik çimentolarının hepsi kontrol grubu kemik çimentosunun eğilme modülü değeri olan 2436,1 MPa'nın üzerinde sonuç vermiştir.



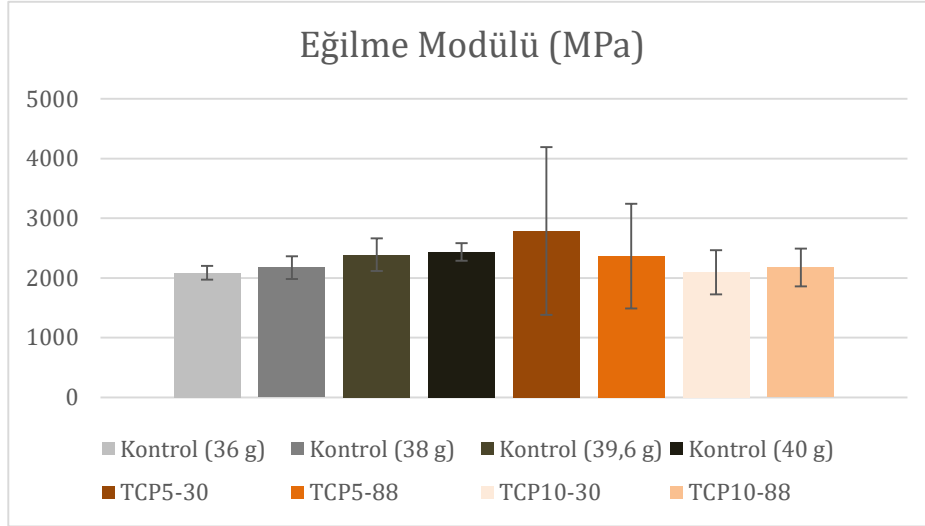
Şekil 4.6. Çinko borat eklenen kemik çimentolarının eğilme modüllerinin karşılaştırılması

Magnezyum oksit eklenen MgO5-30, MgO5-88, MgO10-30 ve MgO10-88 kemik çimentolarının ortalama eğilme modülleri sırasıyla $2083,5 \pm 251,56$ MPa, $1860,8 \pm 341,3$ MPa, $1706,6 \pm 408,3$ MPa ve $1878,8 \pm 615,1$ MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.7). Magnezyum oksit eklenen kemik çimentolarının hepsi, kontrol grubu kemik çimentosunun eğilme modülü değeri olan 2436,1 MPa'nın altında sonuç vermiştir. MgO10-30 kemik çimentosunun eğilme modülü ISO 5833 standardının limit değeri olan 1800 MPa'nın altında sonuç vermiştir.



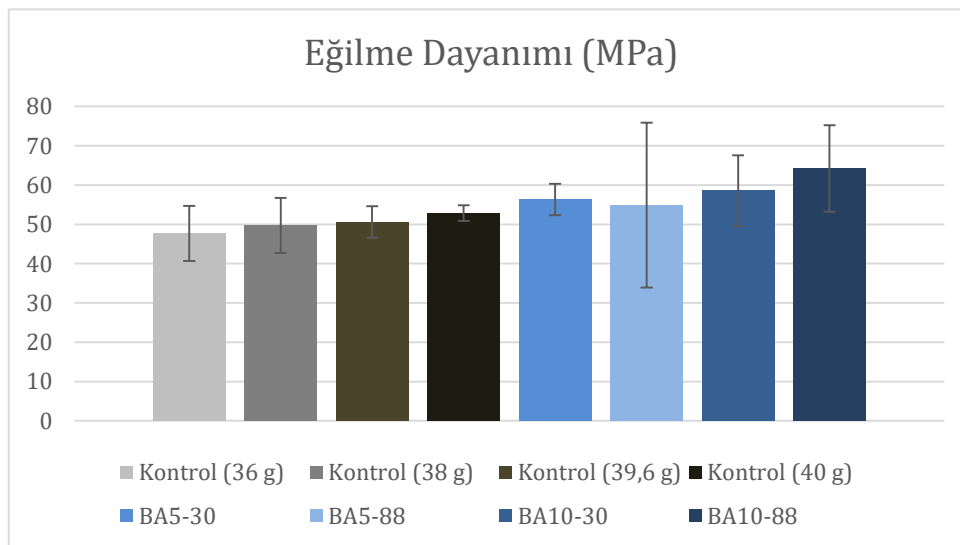
Şekil 4.7. MgO eklenen kemik çimentolarının eğilme modüllerinin karşılaştırılması

Trikalsiyum fosfat eklenen TCP5-30, TCP5-88, TCP10-30 ve TCP10-88 kemik çimentolarının ortalama eğilme modülleri sırasıyla 2786,9±1406,9 MPa, 2367,9±878,45 MPa, 2096,5±372,49 MPa ve 2177,4±317,1 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.8). Yalnızca TCP5-30 kemik çimentosu kontrol grubu kemik çimentosunun eğilme modülü değeri olan 2436,1 MPa'nın üzerinde sonuç vermiştir.



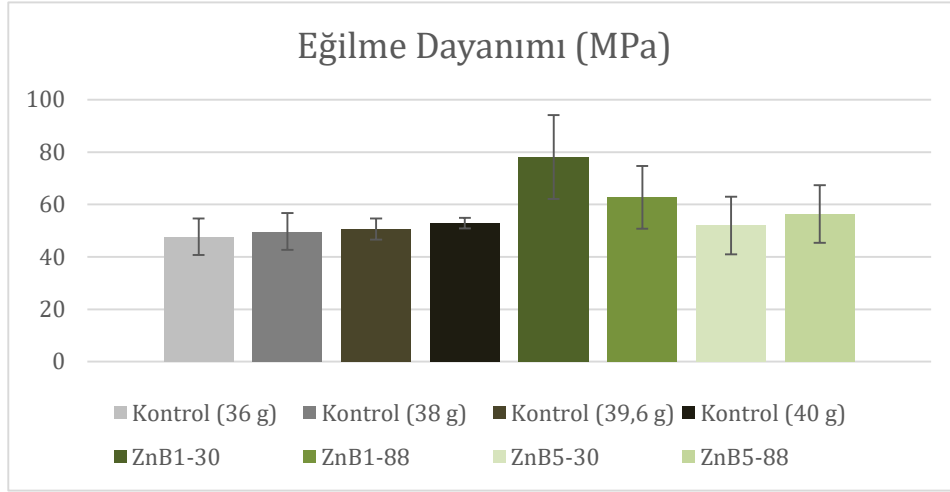
Şekil 4.8. TCP eklenen kemik çimentolarının eğilme modüllerinin karşılaştırılması

Borik asit eklenen BA5-30, BA5-88, BA10-30 ve BA10-88 kemik çimentolarının ortalama eğilme dayanımları sırasıyla 56,3±4,1 MPa, 54,9±21,2 MPa, 58,6±9 MPa ve 64,2±11,85 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.9). Borik asit eklenen kemik çimentolarının hepsi kontrol grubu kemik çimentosunun eğilme dayanımı değeri olan 52,9 MPa'nın üzerinde sonuç vermiştir.



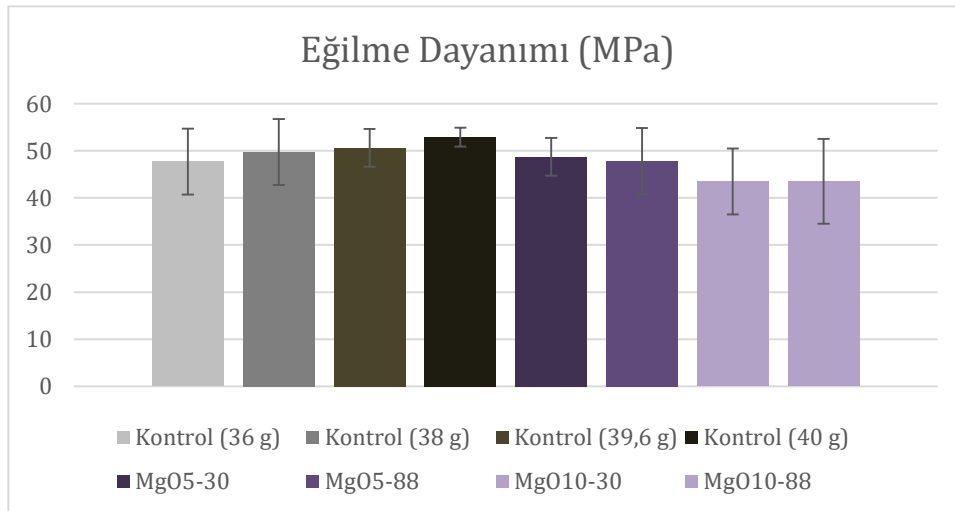
Şekil 4.9. Borik asit eklenen kemik çimentolarının eğilme dayanımlarının karşılaştırılması

Çinko borat eklenen ZnB1-30, ZnB1-88, ZnB5-30 ve ZnB5-88 kemik çimentolarının eğilme dayanımları sırasıyla 78,14±16,9 MPa, 62,7±12,78 MPa, 52±11,4 MPa ve 56,4±11,2 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.10). Yalnızca ZnB5-30 kemik çimentosu kontrol grubu kemik çimentosunun eğilme dayanımı değeri olan 52,9 MPa'nın altında sonuç vermiştir.



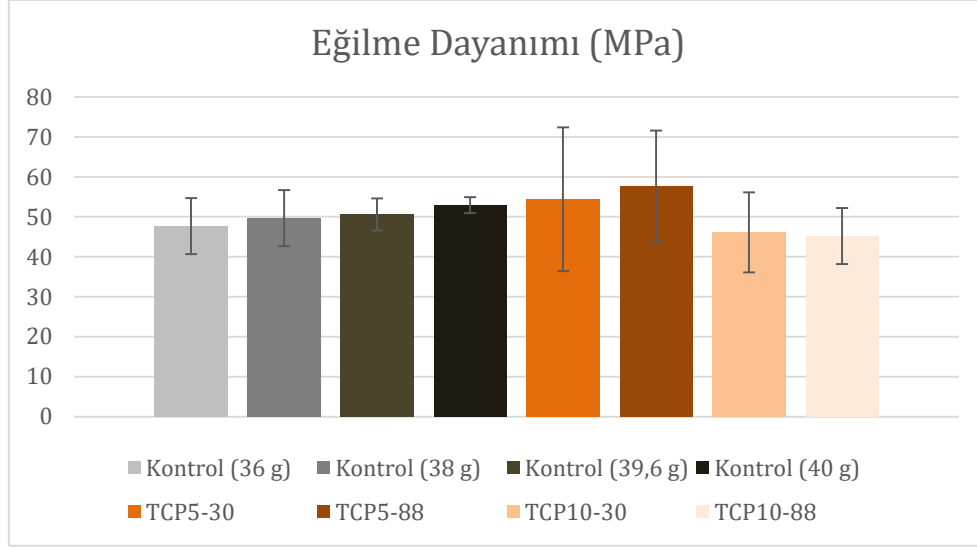
Şekil 4.10. Çinko borat eklenen kemik çimentolarının eğilme dayanımlarının karşılaştırılması

Magnezyum oksit eklenen MgO5-30, MgO5-88, MgO10-30 ve MgO10-88 kemik çimentolarının eğilme dayanımları sırasıyla 48,7±4,4 MPa, 47,8±7,89 MPa, 43,5±7,9 MPa ve 43,5±9,3 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.11). Magnezyum oksit eklenen kemik çimentolarının hepsi kontrol grubu kemik çimentosunun eğilme dayanımı değeri olan 52,9 MPa'nın ve ISO 5833 Standardı limit değeri olan 50 MPa'nın altında sonuç vermiştir.



Şekil 4.11. MgO eklenen kemik çimentolarının eğilme dayanımlarının karşılaştırılması

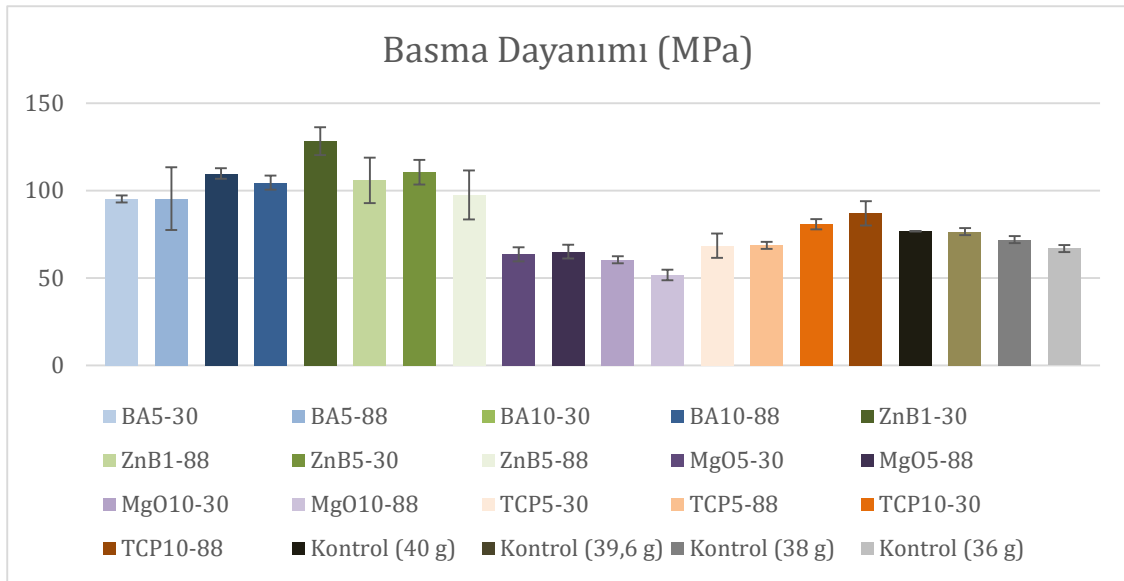
Trikalsiyum fosfat eklenen TCP5-30, TCP5-88, TCP10-30 ve TCP10-88 kemik çimentolarının eğilme dayanımları sırasıyla $54,4 \pm 18,8$ MPa, $57,6 \pm 14,7$ MPa, $46,1 \pm 10$ MPa ve $45,2 \pm 7,5$ MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.12). TCP10-30 ve TCP10-88 kemik çimentoları kontrol grubu kemik çimentosunun eğilme dayanımı değeri olan 52,9 MPa'nın ve ISO 5833 Standardı limit değeri olan 50 MPa'nın altında sonuç vermiştir.



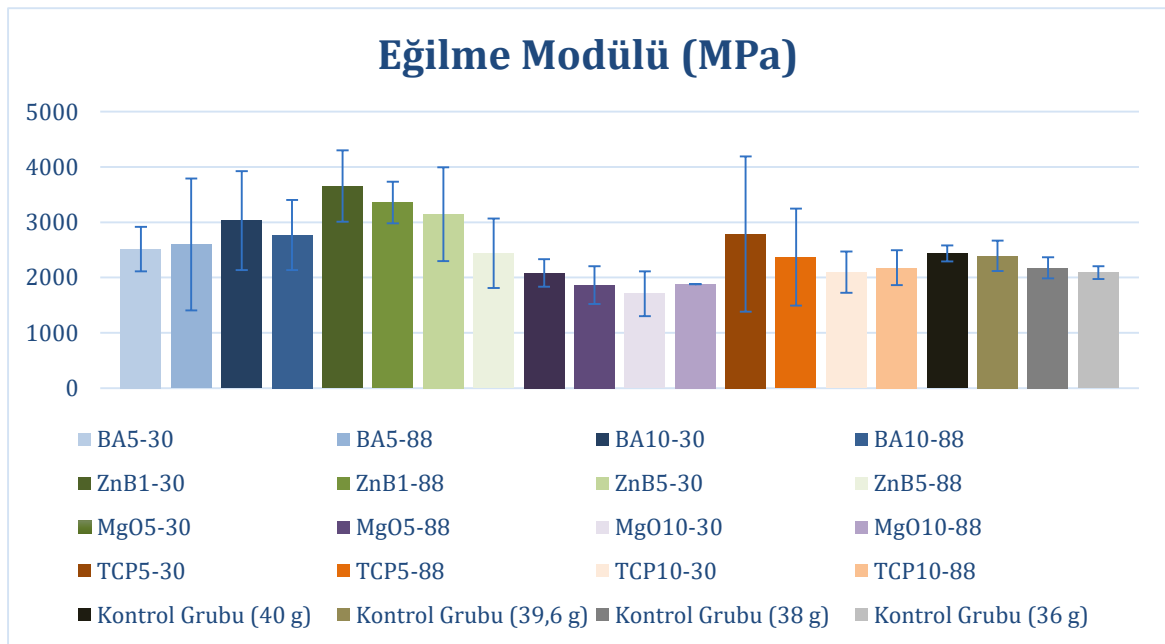
Şekil 4.12. TCP eklenen kemik çimentolarının eğilme dayanımlarının karşılaştırılması

Unimodal örnekler için mekanik özelliklerin karşılaştırılması:

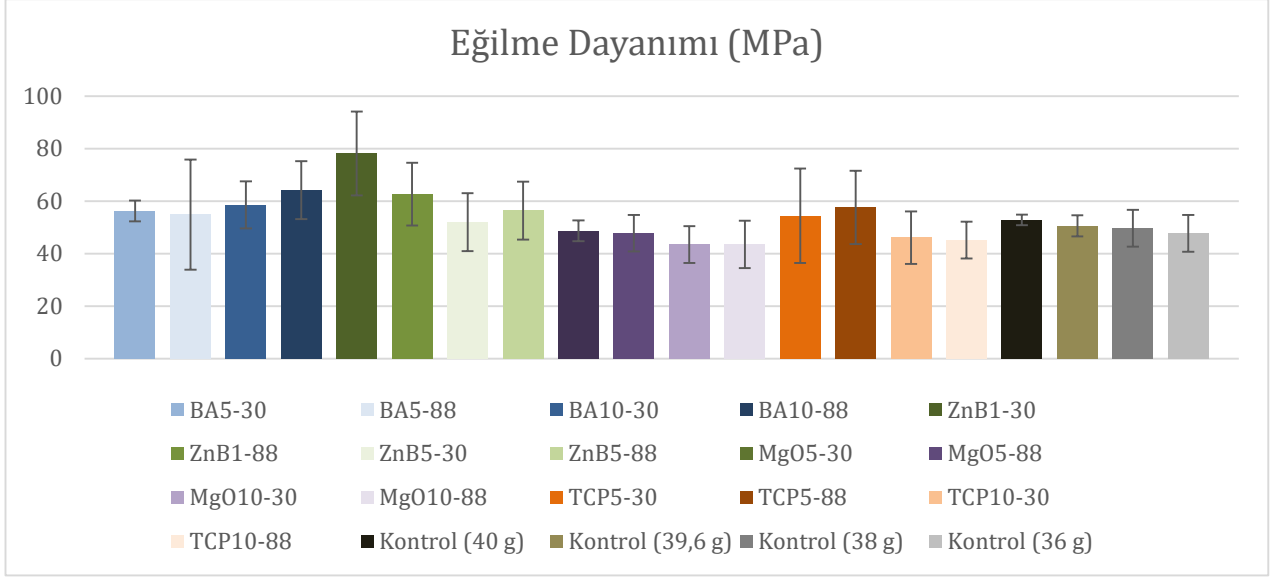
Şekil 4.13, 4.14 ve 4.15'te görüldüğü gibi tekli karışımlar halinde kemik çimentosuna eklenen katkı malzemeleri arasında mekanik dayanımı en çok arttıran malzeme çinko borat olarak raporlanmıştır. Ağırlıkça %1 oranında ve 30 mikrondan küçük partikül boyutuna sahip çinko borat tozu eklenen ZnB1-30 kemik çimentosu, kontrol grubu olan 40 g kemik çimentosu ile karşılaştırıldığında basma dayanımı %67 (Şekil 4.13), eğilme modülü %50 (Şekil 4.14) ve eğilme dayanımı %47 (Şekil 4.15) artmıştır. Bu sebeple bimodal çalışmada mekanik dayanımı en çok arttıran malzeme olarak çinko borat seçilmiştir.



Şekil 4.13. Kompozit kemik çimentolarının basma dayanımlarının karşılaştırılması



Şekil 4.14. Kompozit kemik çimentolarının eğilme modüllerinin karşılaştırılması



Şekil 4.15. Kompozit kemik çimentolarının eğilme dayanımlarının karşılaştırılması

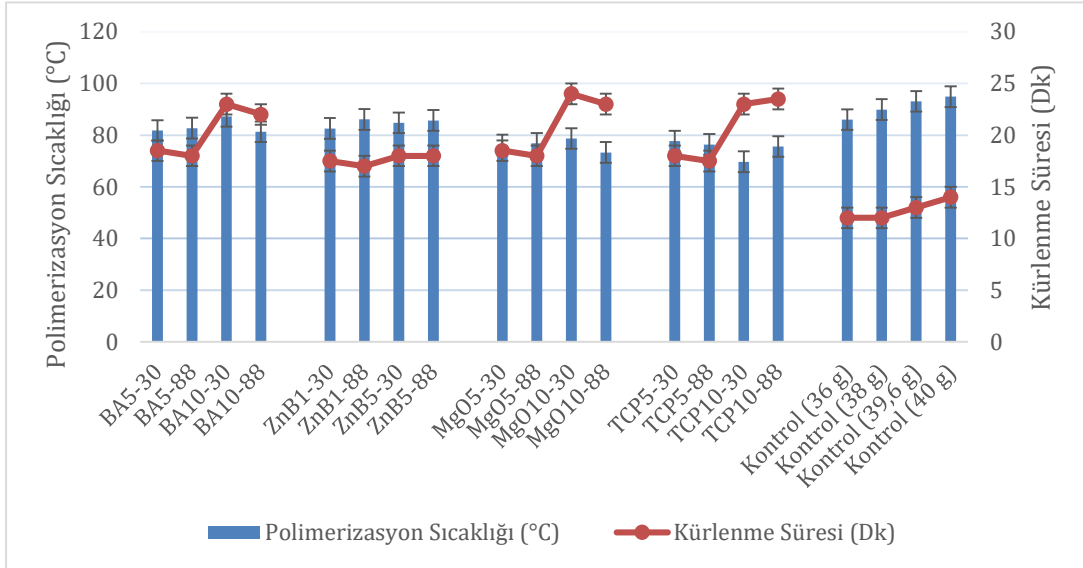
4.1.2. Isıl Analiz:

Hazırlanan kemik çimentolarının polimerizasyon sırasında ulaştığı en yüksek sıcaklık ve bu sıcaklığa ulaşma süresi Çizelge 4.1’de ve Şekil 4.16’da sunulmuştur. Seramik toz içermeyen kontrol grubu kemik çimentosunun $94,9 \pm 4,6$ °C olan polimerizasyon sıcaklığı, partikül boyutu 30 mikrondan küçük olan TCP10-30 tozu ağırlıkça %10 oranında eklendiğinde $69,7 \pm 3$ °C’ye düşürülmüştür. Bunu $73,3 \pm 3$ °C ile ağırlıkça %10 oranında MgO10-88, $75,6 \pm 5$ °C ile ağırlıkça %10 oranında TCP10-88 ve $81,3 \pm 5$ °C ile ağırlıkça %10 oranında BA10-88 takip etmiştir. Beklendiği şekilde ağırlıkça %10, yani en çok oranda seramik toz kullanılarak toplam 40 g içindeki PMMA ve benzoil peroksit oranı düşürüldüğünde ekzotermik tepkime ısısı miktara bağlı olarak düşmüştür. Burada dikkat çeken nokta daha küçük partikül boyutuna sahip olan TCP’nin diğer seramik tozlarına göre daha etkili olmuş olmasıdır. Aynı miktarda eklenen farklı seramik tozlarının ve partikül boyutlarının polimerleşme sıcaklığını farklı şekilde etkilediği gösterilmiştir. Ağırlıkça %10 oranında kullanıldığı halde polimerizasyon sıcaklığını düşürmede etkisi en düşük olan seramik malzeme, partikül boyutu 30 mikrondan küçük borik asit olmuştur ve BA10-30 örneğinin polimerizasyon sıcaklığı $87,3 \pm 3$ °C olarak ölçülmüştür. Sonuçta, borik asit ve çinko borat eklenen kemik çimentoları en çok ısınan kemik çimentoları olarak raporlanmıştır. Bu nedenle bimodal çalışmada polimerizasyon sıcaklığını en çok düşüren malzeme olarak trikalsiyum fosfat seçilmiştir.

Unimodal olarak eklenen tüm katkı malzemelerinin hedeflenen şekilde polimerizasyon sıcaklığını düşürdüğü; ancak kürlenme (sertleşme) süresinin uzadığı görülmüştür. Kemik çimentosu hamurunun kürlenme süresinin ISO 5833 standardına göre azami 15 dakikayı geçmemesi gerekmektedir. Seramik toz eklenen kemik çimentosu karışımlarının ağırlıkça %1, %5 ve %10 daha az PMMA ve benzoil peroksit içermesi sebebi ile ekzotermik tepkime sonucu ortaya çıkan ısıyı en çok düşüren ve kürlenme süresini en çok uzatan seramik tozlar ağırlıkça %10 oranında kullanılan TCP ve MgO olmuştur. Sonuçta, seramik tozun cinsi ve oranının kürlenme süresine etki eden önemli parametreler olduğu ve partikül boyutunun kürlenme süresine etkisi olmadığı görülmüştür.

Çizelge 4.1. Unimodal olarak eklenen katkı malzemeleriyle oluşturulan kemik çimentolarının polimerizasyon sıcaklığı pik değerleri ve sertleşme süreleri

Kemik Çimentosu	Polimerizasyon Sıcaklığı (°C)	Kürlenme Süresi (dk)
BA5-30	81,8 ± 4	18,5 ± 0,5
BA5-88	82,7 ± 5	18 ± 1
BA10-30	87,3 ± 3	23 ± 0,5
BA10-88	81,3 ± 5	22 ± 0,5
ZnB1-30	82,6 ± 3	17,5 ± 1
ZnB1-88	86,1 ± 4,2	17 ± 0,5
ZnB5-30	84,8 ± 5	18 ± 0,5
ZnB5-88	85,7 ± 4,5	18 ± 0,5
MgO5-30	76,2 ± 3	18,5 ± 0,5
MgO5-88	76,8 ± 3	18 ± 0,5
MgO10-30	78,7 ± 4	24 ± 1
MgO10-88	73,3 ± 3	23 ± 0,5
TCP5-30	77,7 ± 4	18 ± 0,5
TCP5-88	76,4 ± 4	17,5 ± 0,5
TCP10-30	69,7 ± 3	23 ± 1
TCP10-88	75,6 ± 5	23,5 ± 0,5
Kontrol	94,9 ± 4,6	12 ± 0,5



Şekil 4.16. Ağırılıkça %1, %5 ve %10 oranında eklenen seramik tozların kemik çimentosunun polimerizasyon sıcaklığı ve süresine etkisi

Mekanik ve ısıl analiz sonuçlarını yorumlarken, tüm örneklerin toplam ağırlığının 40 g sabit tutulduğuna dikkat edilmesi önemlidir. Çalışmada standart viskoziteye sahip bir akrilik kemik çimentosuna, kendi içeriğinin oranları sabit tutularak bor, magnezyum ve kalsiyum gibi kemik oluşumu ve onarımında etkili olduğu bilinen minerallerden oluşan seramik tozlar eklenerek kompozit bir malzeme oluşturulması ve polimerizasyon sıcaklığı ile mekanik dayanıma etkilerinin incelenmesi hedeflenmiştir. Kemik çimentosu tozu yerine ağırlıkça %1, %5 ve %10 oranında eklenen seramik tozun viskoziteye etkileri ihmal edilmiştir. Kemik çimentosunun katı bileşenini oluşturan ağırlıkça %86.8 PMMA, %9.8 baryum sülfat, %0.98 benzoil peroksit ve %2.44 antibiyotik tozu karışımı seramik tozlarla karıştırıldığında nihai karışım içindeki yüzdeleri değişmektedir. Seramik toz eklenen örneklerde, toplam toz miktarını 40 g sabit tutmak için kemik çimentosu karışımından eklenen seramik tozun ağırlığı kadar kemik çimentosu çıkarılmıştır. Bu, analiz sonuçlarının yorumlanmasında dikkate alınması gereken önemli bir faktördür; çünkü kullanılan toz kemik çimentosundaki ağırlıkça %86.8 PMMA oranı ve antibiyotik dâhil diğer malzemelerin oranı düşmüş olmaktadır. Bu çalışmada temel olarak biyouyumlu seramik tozların etkisi mekanik dayanımı ve polimerleşme sıcaklığını iyileştirmeye yönelik olarak incelenmiştir; polimerleşme süresini ve biyolojik etkileri iyileştirmeye yönelik hedefler ileriki çalışmalara bırakılmıştır.

Seramik tozların kemik çimentosunun mukavemetine etkisini ayrıntılı değerlendirebilmek amacıyla ağırlıkça %1, %5 ve %10 oranlarında seramik tozu eklenebilmesi için hazırlanan 39,6 g, 38 g ve 36 g kemik çimentosunun mekanik dayanımı ölçülmüştür. Çizelge 4.2’de basma ve eğilme dayanımının çimento miktarına bağlı olarak arttığı görülmektedir. Aynı örnekler için Çizelge 4.3’te miktara bağlı olarak polimerleşme sıcaklığının arttığı ve süresinin kısaldığı görülmektedir. Bunun sebebi PMMA ve benzoil peroksit miktarı daha fazla olduğunda ekzotermik tepkime sonucu ortaya çıkan ısının daha fazla olmasıdır. Yapılan çalışmada kullanılan örneklerde ağırlıkça %1, %5 ve %10 oranında kemik çimentosu tozu çıkarılarak yerine eklenen seramik toz bileşenlerin mekanik dayanıma ve ısıl özelliklere etkisi gösterilmiştir. Seramik toz eklendiğinde katı miktarını sabit tutmak amacıyla polimerleşme sürecinde yeni kovalent bağlar oluşturan PMMA ve benzoil peroksit malzemesinin miktarı azaldığı için polimerleşme sıcaklığının düşmesi beklenen bir durumdur; ancak çalışma kapsamında bu düşüşün farklı oranlarda olması eklenen malzeme cinsinin etkili olduğunu göstermiştir.

Çizelge 4.2. Katkısız kemik çimentolarının mekanik dayanımları

Kemik çimentosu	Basma Dayanımı (MPa)	Eğilme Modülü (MPa)	Eğilme Dayanımı (MPa)
36 g Toz Bileşen	66,9±2,47	2087,3±116,6	47,7±7,44
38 g Toz Bileşen	72,06±2,89	2174,6±191,9	49,7±7,42
39,6 g Toz Bileşen	76,5±6	2392,5±274,8	50,6±4,18
40 g Toz Bileşen	76,8±0,47	2436,1±146,9	52,9±2,4

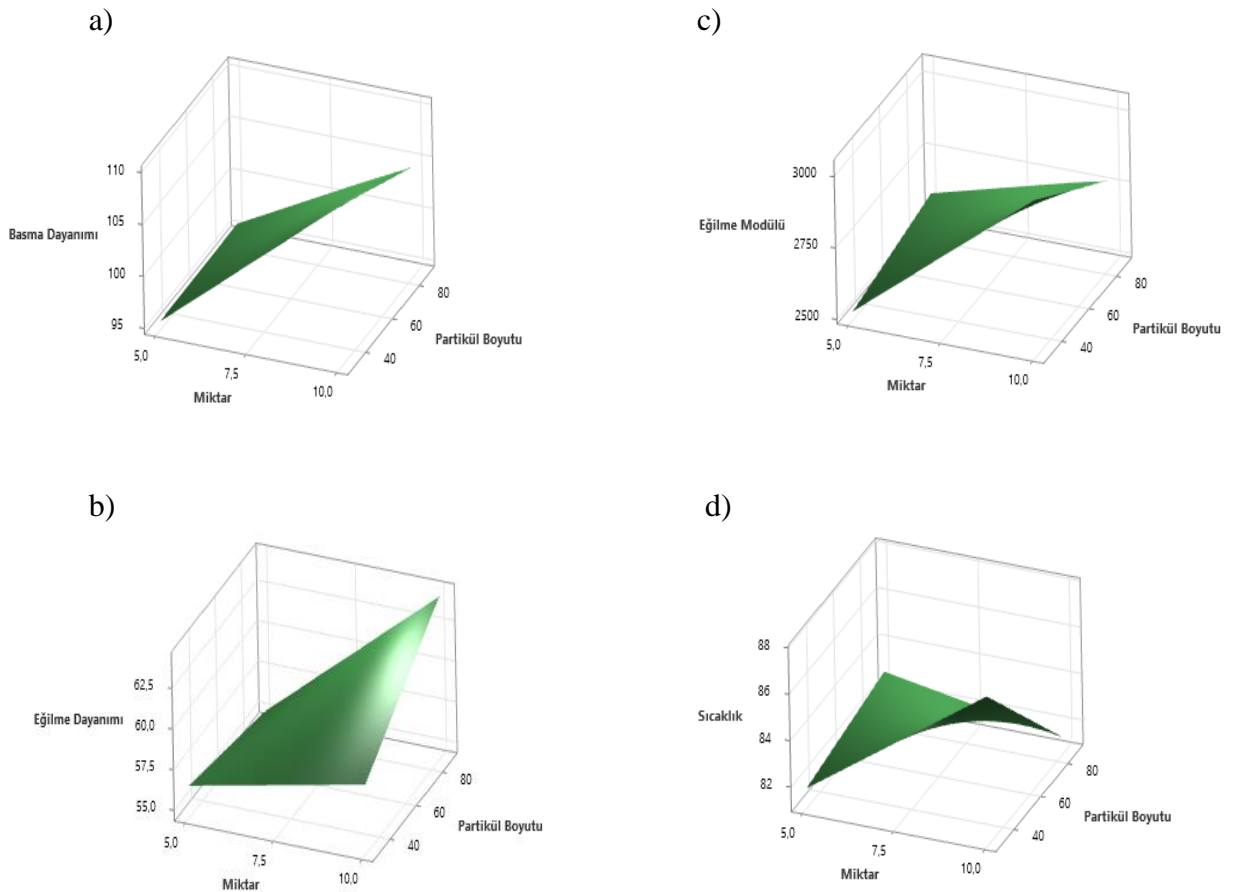
Çizelge 4.3. Katkısız kemik çimentolarının polimerizasyon sıcaklıkları ve süresi

Kemik çimentosu	Sıcaklık (°C)	Sertleşme Süresi (dk)
36 g Toz Bileşen	86±4,8	14±0,5
38 g Toz Bileşen	89,9±5,1	13±1
39,6 g Toz Bileşen	93,1±4,5	12±0,5
40 g Toz Bileşen	94,9±4,6	12±0,5

4.1.3. Yüzey Yanıt Yöntemiyle Optimizasyon

Üç farklı oranda ve iki farklı partikül boyutuna sahip, sırasıyla BA, ZnB, MgO ve TCP, seramik tozları eklenerek elde edilen kemik çimentolarının polimerizasyon sırasında ulaştığı en yüksek sıcaklık ve kürlenme sonrası mekanik özellikleri yüzey yanıt yöntemi ile analiz edilmiştir. Her seramik tozu için sonuçlar aşağıda gösterilmiştir.

Borik asit: Şekil 4.17’de sunulan yüzey yanıt yöntemiyle analiz sonuçlarına göre kemik çimentosu tozuna eklenen borik asidin ağırlıkça oranı arttıkça yani %10’a yaklaştıkça ve partikül boyutu küçüldükçe yani 30 mikrona yaklaştıkça kemik çimentosunun mekanik dayanımı artmaktadır (Şekil 4.17.a-c). Borik asidin ağırlıkça oranı ve partikül boyutu arttıkça polimerizasyon sıcaklığı düşmektedir (Şekil 4.17.d). Ağırlıkça iki farklı oranda ve iki farklı partikül boyutunda borik asit tozu, kemik çimentosuna eklendikten sonra kaydedilen polimerizasyon sıcaklığı, basma dayanımı, eğilme modülü ve eğilme dayanımını tahmin eden denklemler Eşitlik 3,4,5 ve 6’da verilmiştir.



Şekil 4.17. Borik asit eklenen kemik çimentolarında a) basma dayanımı, b) eğilme dayanımı, c) eğilme modülü ve d) polimerizasyon sıcaklığı parametrelerinin seramik tozu partikül boyutu ve miktarına bağlı değişimi

$$\text{Basma Dayanımı} = 78,01 + 3,448 \text{ Miktar} + 0,09310 \text{ Partikül Boyutu} - 0,01828 \text{ Miktar} \times \text{Partikül Boyutu} \quad (3)$$

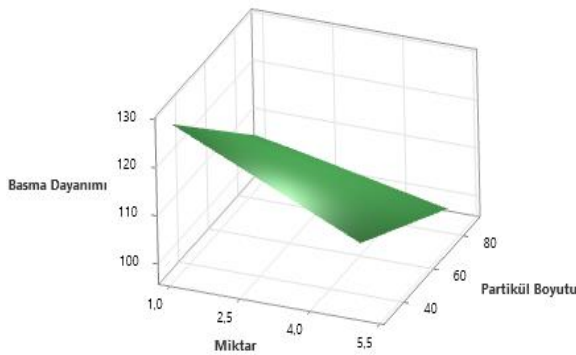
$$\text{Eğilme Dayanımı} = 58,34 - 0,2641 \text{ Miktar} - 0,1448 \text{ Partikül Boyutu} + 0,02414 \text{ Miktar} \times \text{Partikül Boyutu} \quad (4)$$

$$\text{Eğilme Modülü} = 1783 + 138,0 \text{ Miktar} + 7,319 \text{ Partikül Boyutu} - 1,177 \text{ Miktar} \times \text{Partikül Boyutu} \quad (5)$$

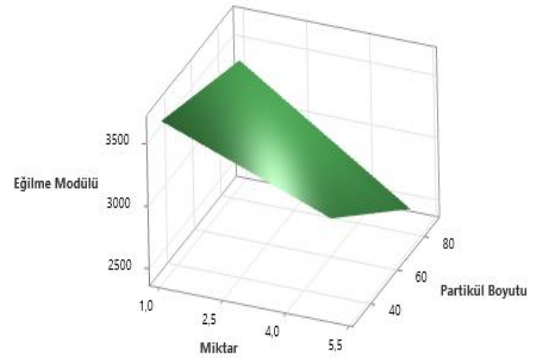
$$\text{Sıcaklık} = 72,27 + 1,814 + 0,1345 \text{ Partikül Boyutu} - 0,0279 \text{ Miktar} \times \text{Partikül Boyutu} \quad (6)$$

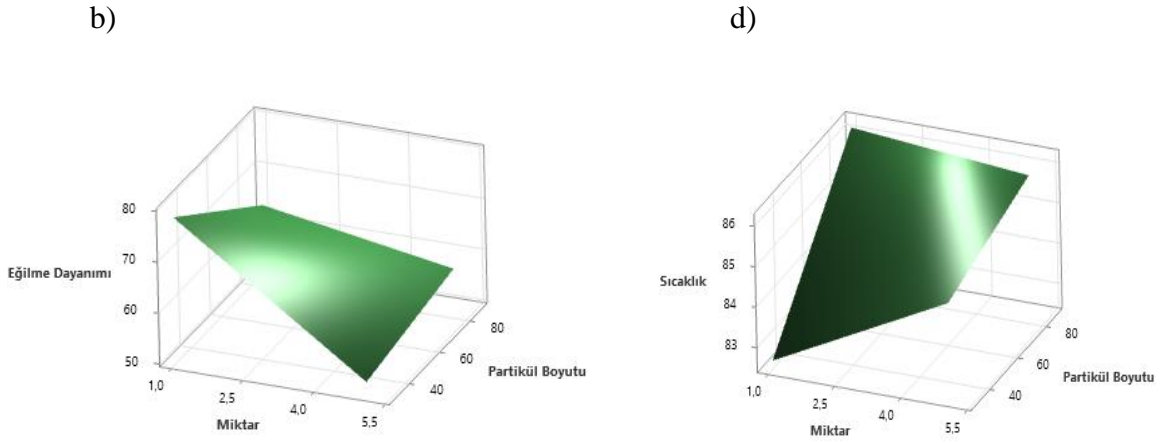
Çinko borat: Şekil 4.18’de sunulan yüzey yanıt yöntemiyle analiz sonuçlarına göre kemik çimentosu tozuna eklenen çinko boratın ağırlıkça oranı azaldıkça yani %1’e yaklaştıkça ve partikül boyutu küçüldükçe yani 30 mikrona yaklaştıkça kemik çimentosunun mekanik dayanımı artmaktadır (Şekil 4.18.a-c). Çinko boratın partikül boyutu arttıkça polimerizasyon sıcaklığı artmaktadır (Şekil 4.18.d). Ağırlıkça iki farklı oranda ve iki farklı partikül boyutunda çinko borat tozu, kemik çimentosuna eklendikten sonra kaydedilen polimerizasyon sıcaklığı, basma dayanımı, eğilme modülü ve eğilme dayanımını tahmin eden denklemler Eşitlik 7,8 ,9 ve 10’da verilmiştir.

a)



c)





Şekil 4.18. Çinko borat eklenen kemik çimentolarında a) basma dayanımı, b) eğilme dayanımı, c) eğilme modülü ve d) polimerizasyon sıcaklığı parametrelerinin seramik tozu partikül boyutu ve miktarına bağlı değişimi

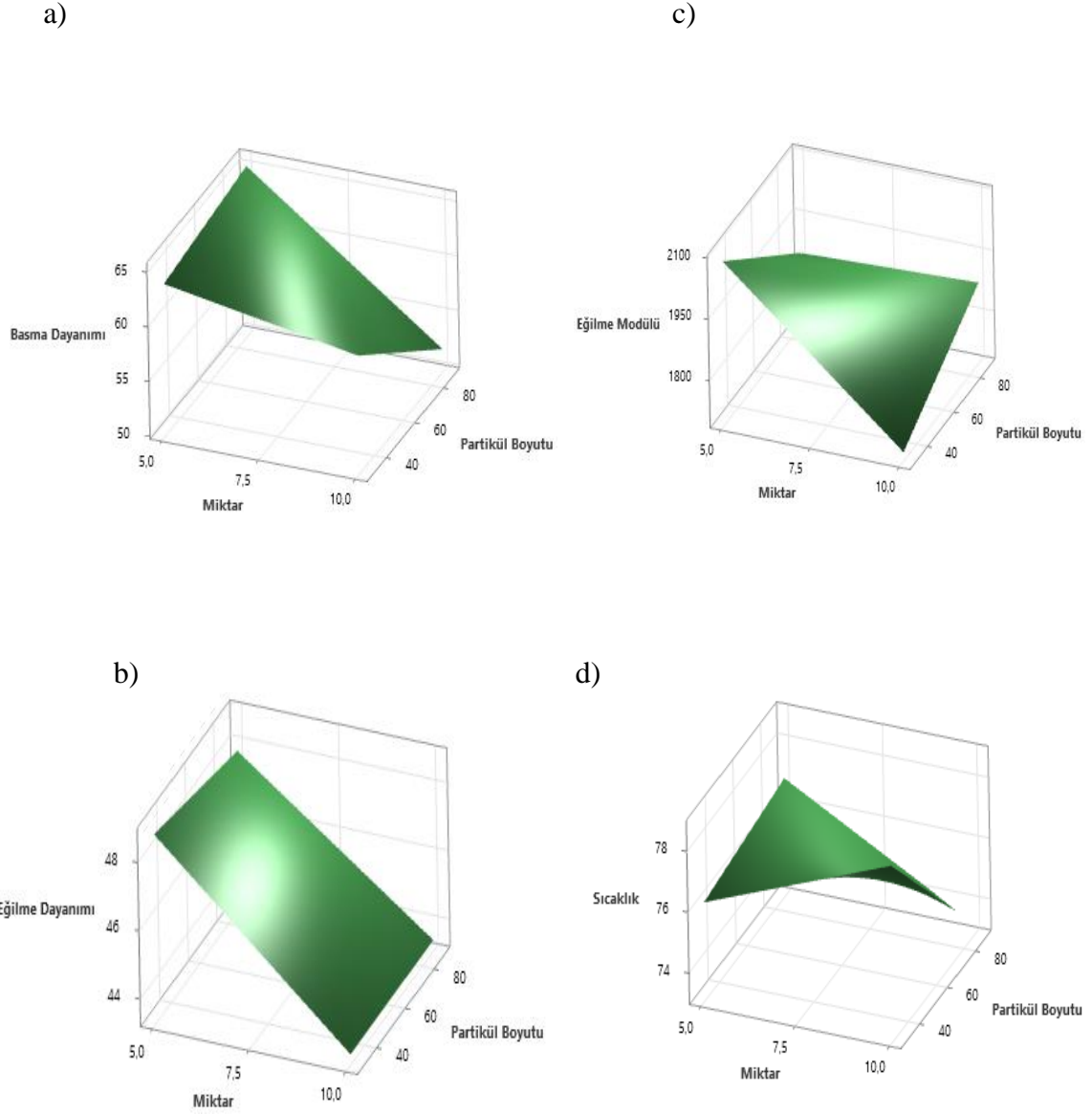
$$\text{Basma Dayanımı} = 145,6 - 5,691 \text{ Miktar} - 0,4293 \text{ Partikül Boyutu} + 0,04138 \text{ Miktar} \times \text{Partikül Boyutu} \quad (7)$$

$$\text{Eğilme Dayanımı} = 95,23 - 9,101 \text{ Miktar} - 0,3517 \text{ Partikül Boyutu} + 0,08552 \text{ Miktar} \times \text{Partikül Boyutu} \quad (8)$$

$$\text{Eğilme Modülü} = 3883 - 74,25 \text{ Miktar} - 3,368 \text{ Partikül Boyutu} - 1,765 \text{ Miktar} \times \text{Partikül Boyutu} \quad (9)$$

$$\text{Sıcaklık} = 79,9 + 0,8862 \text{ Miktar} + 0,07155 \text{ Partikül Boyutu} - 0,01121 \text{ Miktar} \times \text{Partikül Boyutu} \quad (10)$$

Magnezyum oksit: Şekil 4.19’da sunulan yüzey yanıt yöntemiyle analiz sonuçlarına göre kemik çimentosu tozuna eklenen magnezyum oksidin ağırlıkça oranı arttıkça yani %10’a yaklaştıkça ve partikül boyutu küçüldükçe yani 30 mikrona yaklaştıkça kemik çimentosunun mekanik dayanımı azalmaktadır (Şekil 4.19.a-c). Magnezyum oksidin ağırlıkça oranı ve partikül boyutu arttıkça polimerizasyon sıcaklığı düşmektedir (Şekil 4.19.d). Ağırlıkça iki farklı oranda ve iki farklı partikül boyutunda magnezyum oksit tozu, kemik çimentosuna eklendikten sonra kaydedilen polimerizasyon sıcaklığı, basma dayanımı, eğilme modülü ve eğilme dayanımını tahmin eden denklemler Eşitlik 11, 12, 13 ve 14’te verilmiştir.



Şekil 4.19. Magnezyum oksit eklenen kemik çimentolarında a) basma dayanımı, b) eğilme dayanımı, c) eğilme modülü ve d) polimerizasyon sıcaklığı parametrelerinin seramik tozu partikül boyutu ve miktarına bağlı değişimi

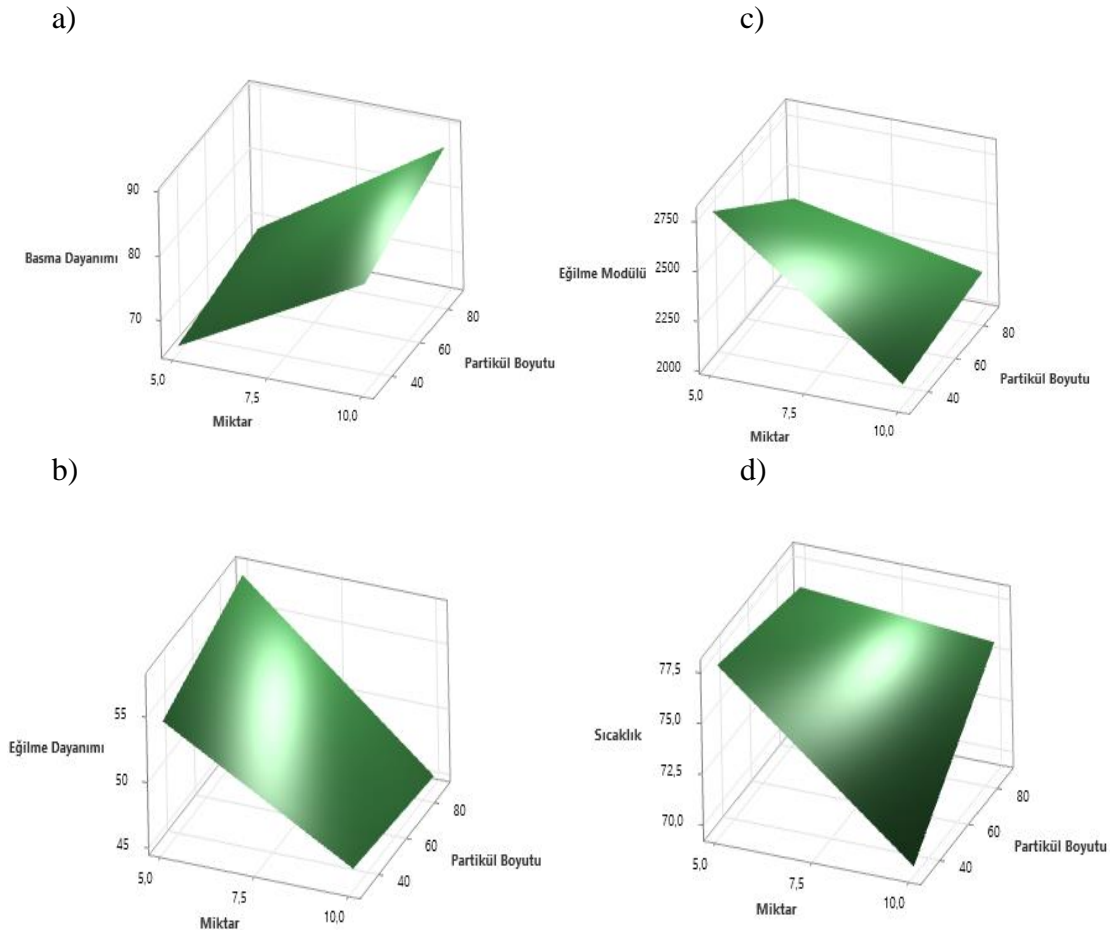
$$\text{Basma Dayanımı} = 60,65 + 0,4352 \text{ Miktar} + 0,2017 \text{ Partikül Boyutu} - 0,03517 \text{ Miktar} \times \text{Partikül Boyutu} \quad (11)$$

$$\text{Eğilme Dayanımı} = 54,83 - 1,133 \text{ Miktar} - 0,03103 \text{ Partikül Boyutu} + 0,03103 \text{ Miktar} \times \text{Partikül Boyutu} \quad (12)$$

$$\begin{aligned} \text{Eğilme Modülü} = & 2780 - 116,2 \text{ Miktar} - 10,65 \text{ Partikül Boyutu} \\ & + 1,362 \text{ Miktar} \times \text{Partikül Boyutu} \end{aligned} \quad (13)$$

$$\begin{aligned} \text{Sıcaklık} = & 70,29 + 1,121 \text{ Miktar} + 0,1138 \text{ Partikül Boyutu} \\ & - 0,02069 \text{ Miktar} \times \text{Partikül Boyutu} \end{aligned} \quad (14)$$

Trikalsiyum fosfat: Şekil 4.20’de sunulan yüzey yanıt yöntemiyle analiz sonuçlarına göre kemik çimentosu tozuna eklenen trikalsiyum fosfatın ağırlıkça oranı arttıkça yani %10’a yaklaştıkça ve partikül boyutu küçüldükçe yani 30 mikrona yaklaştıkça kemik çimentosunun mekanik dayanımı azalmaktadır. (Şekil 4.20.a-c). Trikalsiyum fosfatın ağırlıkça oranı arttıkça ve partikül boyutu azaldıkça polimerizasyon sıcaklığı düşmektedir (Şekil 4.20.d). Ağırlıkça iki farklı oranda ve iki farklı partikül boyutunda trikalsiyum fosfat tozu, kemik çimentosuna eklendikten sonra kaydedilen polimerizasyon sıcaklığı, basma dayanımı, eğilme modülü ve eğilme dayanımını tahmin eden denklemler Eşitlik 15, 16, 17 ve 18’de verilmiştir.



Şekil 4.20. Trikalsiyum fosfat eklenen kemik çimentolarında a) basma dayanımı, b) eğilme dayanımı, c) eğilme modülü ve d) polimerizasyon sıcaklığı parametrelerinin seramik tozu partikül boyutu ve miktarına bağlı değişimi

$$\text{Basma Dayanımı} = 50,1 + 2,75 \text{ Miktar} + 0,003448 \text{ Partikül Boyutu} \quad (15)$$
$$+ 0,01034 \text{ Miktar} \times \text{Partikül Boyutu}$$

$$\text{Eğilme Dayanımı} = 58,92 - 1,236 \text{ Miktar} + 0,1259 \text{ Partikül Boyutu} \quad (16)$$
$$- 0,01414 \text{ Miktar} \times \text{Partikül Boyutu}$$

$$\text{Eğilme Modülü} = 3953 - 189,8 \text{ Miktar} - 15,84 \text{ Partikül Boyutu} \quad (17)$$
$$+ 1,724 \text{ Miktar} \times \text{Partikül Boyutu}$$

$$\text{Sıcaklık} = 90,1 - 2,345 \text{ Miktar} - 0,1466 \text{ Partikül Boyutu} \quad (18)$$
$$+ 0,02483 \text{ Miktar} \times \text{Partikül Boyutu}$$

4.2. Bimodal Çalışma Sonuçları

Çizelge 3.3'e göre eklenen katkı malzemeleriyle oluşturulan kompozit kemik çimentolarına ISO 5833:2014- Cerrahi İmplantlar – Akrilik Reçine Kemik Çimentoları standardına uygun olarak basma ve eğilme testleri uygulanmıştır. Mekanik test sonuçları Ek 1'de verilmiştir.

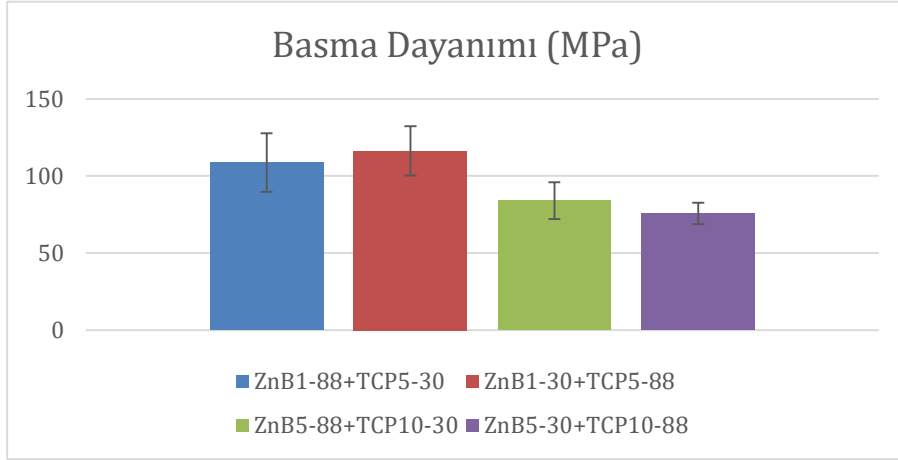
4.2.1. Mekanik Testler

Basma Testi:

Çinko borat ve trikalsiyum fosfat eklenen ZnB1-88+TCP5-30, ZnB1-30+TCP5-88, ZnB5-88+TCP10-30 ve ZnB5-30+TCP10-88 kemik çimentolarının basma dayanımları sırasıyla 108,8±19 MPa, 116,3±716,4 MPa, 84±12,6 MPa ve 75,7±7,6 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.21).

Çinko borat ve trikalsiyum fosfat eklenen kemik çimentolarının hepsi ISO 5833 Standardı limit değeri olan 70 MPa'nın üzerinde sonuç vermiştir. ZnB5-30+TCP10-88 kemik çimentosu kontrol grubu kemik çimentosunun basma dayanımı değeri olan 76,8 MPa'nın altında sonuç vermiştir.

Bimodal çalışmada en yüksek basma dayanımını veren ZnB1-30+TCP5-88 kemik çimentosunun basma dayanımı, unimodal çalışmada en yüksek basma dayanımını veren ZnB1-30 kemik çimentosunun basma dayanımına göre yaklaşık %9 azalmıştır.

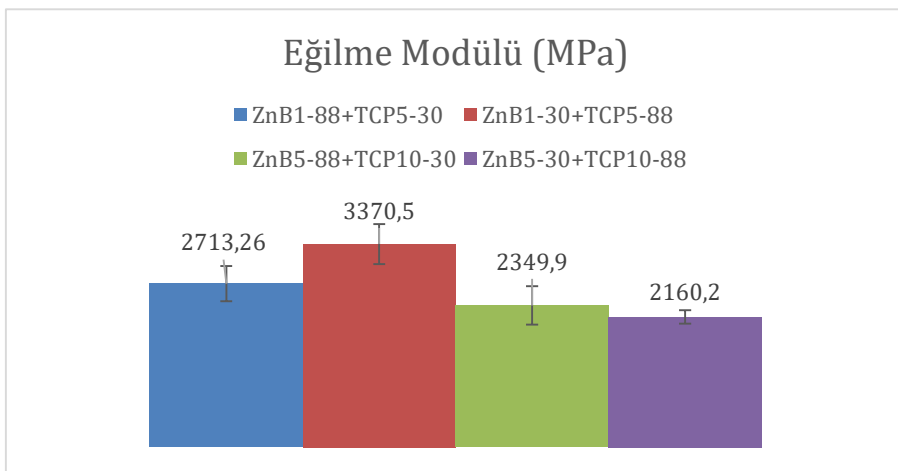


Şekil 4.21. ZnB+TCP kemik çimentolarının basma dayanımlarının karşılaştırılması

Eğilme Testi:

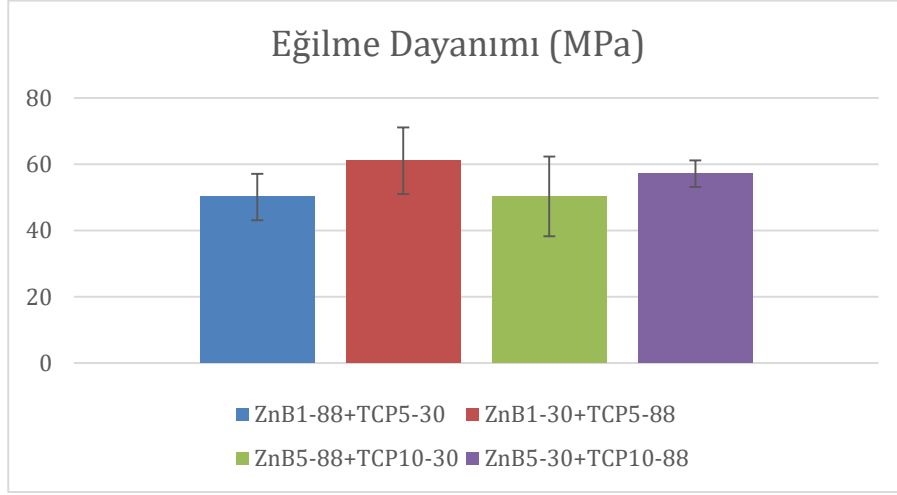
Çinko borat ve trikalsiyum fosfat eklenen ZnB1-88+TCP5-30, ZnB1-30+TCP5-88, ZnB5-88+TCP10-30 ve ZnB5-30+TCP10-88 kemik çimentolarının eğilme modülleri sırasıyla 2713,26±292 MPa, 3370,5±331,5 MPa, 2349,9±318 MPa ve 2160,2±110,3 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.22).

Ölçülen eğilme modüllerinin hepsi ISO 5833 Standardının limit değeri olan 1800 MPa'nın üzerindedir. ZnB1-88+TCP5-30 ve ZnB1-30+TCP5-88 kemik çimentolarının eğilme modülleri kontrol grubu eğilme modülü olan 2436,1 MPa'nın üzerinde sonuç vermiştir.



Şekil 4.22. ZnB+TCP kemik çimentolarının eğilme modüllerinin karşılaştırılması

Çinko borat ve trikalsiyum fosfat eklenen ZnB1-88+TCP5-30, ZnB1-30+TCP5-88, ZnB5-88+TCP10-30 ve ZnB5-30+TCP10-88 kemik çimentolarının eğilme dayanımları sırasıyla $50,1 \pm 7,2$ MPa, $61,03 \pm 10,48$ MPa, $50,3 \pm 12,5$ MPa ve $57,16 \pm 3,9$ MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.23). Ölçülen eğilme dayanımlarının hepsi ISO 5833 Standardının limit değeri olan 50 MPa'nın üzerindedir. ZnB1-30+TCP5-88 ve ZnB5-30+TCP10-88 kemik çimentolarının eğilme dayanımları kontrol grubu eğilme dayanımı olan 52,9 MPa'nın üzerinde sonuç vermiştir.



Şekil 4.23. ZnB+TCP kemik çimentolarının eğilme dayanımlarının karşılaştırılması

Çinko borat ve trikalsiyum fosfatın ikili karışımlar halinde kemik çimentosuna eklenmesiyle oluşturulan ZnB1-88+TCP5-30, ZnB1-30+TCP5-88, ZnB5-88+TCP10-30 ve ZnB5-30+TCP10-88 kemik çimentoları arasında en yüksek mekanik dayanım ZnB1-30+TCP5-88 kemik çimentosunda kaydedilmiştir.

ZnB1-30+TCP5-88 kemik çimentosunun basma dayanımı değeri kontrol grubuna göre %63,6, eğilme modülü %38 ve eğilme dayanımı %15 artmıştır. ZnB1-30+TCP5-88 kemik çimentosunun basma dayanımı değeri ZnB1-30 kemik çimentosuna göre yaklaşık %3, eğilme modülü yaklaşık %8 ve eğilme dayanımı yaklaşık %21,8 azalmıştır.

4.2.2. Isıl Analiz:

Yapılan ısıl analiz sonucunda en düşük polimerizasyon sıcaklığı 63°C olarak ZnB5-30+TCP10-88 kemik çimentosunda kaydedilmiştir. En yüksek polimerizasyon sıcaklığı 67,4°C olarak ZnB1-88+TCP5-30 kemik çimentosunda kaydedilmiştir. Kemik çimentosu örneklerinin toplam sertleşme süresi ISO 5833 Standardının azami değeri olan 15 dakikanın üzerindedir.

Çizelge 4.4. Bimodal olarak eklenen katkı malzemeleriyle oluşturulan kemik çimentolarının polimerizasyon sıcaklığı pik değerleri ve sertleşme süreleri

Kemik Çimentosu	Polimerizasyon Sıcaklığı (°C)	Sertleşme Süresi (dk)
ZnB1-88+TCP5-30	67,4 ± 4,5	24 ± 0,5
ZnB1-30+TCP5-88	66,3 ± 5,2	24,5 ± 0,5
ZnB5-88+TCP10-30	64,1 ± 3,1	25 ± 0,5
ZnB5-30+TCP10-88	63,0 ± 3	25,5 ± 0,5

Sıcaklık değerleri katkı malzemelerinin unimodal olarak kemik çimentosuna eklendiği örneklere kıyasla düşüş gösterirken toplam sertleşme süresi artmıştır.

Morshed Khandaker vd. [44]'nin akrilik kemik çimentosuna ağırlıkça %2 MgO dâhil ettiği çalışmada en yüksek polimerizasyon sıcaklığı 58.91 °C olarak ölçülmüştür. Blanca Vazquez vd. [45] çalışmasına göre ağırlıkça %10 TCP eklenen kemik çimentosunun en yüksek polimerizasyon sıcaklığı 70°C ve %20 TCP eklenen kemik çimentosunun 69 °C olarak ölçülmüştür. Bu sonuçlar tez çalışmasıyla uyumludur.

Morshed Khandaker'in başka bir çalışmasında [46] ağırlıkça %10 MgO dâhil edilen kemik çimentosunun eğilme dayanımı 60.52±1.31 MPa olarak ölçülmüş ve MgO dâhil edilmeyen kemik çimentosuna göre düşüş gözlenmiştir. Bu sonuçlar bu tez çalışmasında olduğu gibi MgO'nun mekanik dayanım üzerinde zararlı etkilerinin olduğunu doğrulamaktadır. M. Özgür Seydibeyoğlu vd. [47] çalışmasında kemik çimentosuna ağırlıkça %1, %5, %10 ve %20 oranlarında borik asit ve çinko borat eklemiştir. En yüksek mekanik dayanım %10 oranında borik asit eklenen kemik çimentosu ile %10 oranında çinko borat eklenen kemik çimentosunda gözlenmiştir. %20 borik asit ve %10 çinko borat katkısının L929 hücreleri üzerinde sitotoksik etkileri rapor edilmiştir. Zeynep İyigünoğlu vd. [33] PMMA'ya ağırlıkça %2,5, %5 ve %10 oranlarında çinko borat dâhil etmiş ve en yüksek mekanik dayanımı %5 çinko borat içeren örnekte kaydetmiştir. Çinko borat dâhil edilen örneklerin (%10 çinko borat katkısı hariç) mekanik dayanımı, katkısız kontrol grubuna göre artış göstermiştir.

Bu sonuçlar bu tez çalışmasında olduğu gibi bor türevlerinin mekanik özellikler üzerindeki olumlu etkilerini doğrulamaktadır.

5. YORUM

Unimodal çalışmada gerçekleştirilen basma ve eğilme testleri sonucunda mekanik dayanımı en çok arttıran malzemenin çinko borat olduğu kanıtlanmıştır. Kemik çimentosu içine eklenen çinko boratın partikül boyutu ve miktarı azaldıkça mekanik dayanımın olumlu yönde etkilendiği gözlenmiştir. Kemik çimentosunun yüzeyi porozlu bir yapıya sahiptir ve düz değildir. İnorganik çinko borat partiküllerinin kemik çimentosunun yüzeyindeki bu boşlukları doldurarak mekanik dayanımı arttırmış olabileceği düşünülmektedir. Yunhui Zheng vd. [48] polietilene çinko borat dâhil ettikleri çalışmanın sonuçları bunu desteklemektedir. Esra Özdemir vd. [49] çalışmasında PMMA'nın yan zincirinde bulunan ester gruplarının varlığını rapor etmiştir. Bu ester grupları bor bileşikleriyle çapraz bağlanarak PMMA'nın kararlılığını ve mekanik dayanımını arttırmaktadır.

Mekanik dayanımı çok düşüren malzemenin magnezyum oksit olduğu raporlanmıştır. Magnezyum oksit, partikül boyutuna ve miktarına bakılmaksızın mekanik dayanımı önemli ölçüde düşürmüştür. Magnezyum oksit içeren kemik çimentosu örneklerinin ortalama eğilme ve basma dayanımı değerleri ISO 5833 standardının gereklerini (eğilme dayanımı en az 50 MPa, basma dayanımı en az 70 MPa) karşılamamaktadır.

İki kanallı göstergeli sıcaklık ölçer (ısılıçift) ile yapılan ısı analiz sonucunda kemik çimentosunun polimerizasyon sıcaklığını en çok düşüren malzemenin trikalsiyum fosfat olduğu kanıtlanmıştır. Trikalsiyum fosfat miktarı arttıkça pik sıcaklık değerinin düştüğü raporlanmıştır. Malzemelerin partikül boyutu polimerizasyon sıcaklığını etkilememiştir. Polimerizasyon tepkimesinin başlangıç aşamasında ve yüksek viskoziteye eriştiği aşamada olmak üzere 2 farklı hız sabiti vardır. Polimerizasyon tepkimesinin başlangıçtaki hız sabiti düşüktür ve polimerizasyon yavaştır çünkü ortamda fazla miktarda düşük viskoziteli MMA monomeri bulunmaktadır. Viskozitenin yükseldiği aşamada tepkime hız sabiti daha büyüktür ve polimerizasyon hızlı ilerler. Jen-Ming Yang vd. [50] trikalsiyum fosfat ekledikleri kemik çimentosunun polimerizasyon kinetiğini inceledikleri çalışma bu görüşü kanıtlamaktadır.

Bor türevleri alev geciktirici malzemeler olarak bilinmesine rağmen polimerizasyon sıcaklığını düşürmede trikalsiyum fosfat kadar etkili olmamışlardır. Çinko boratın içinde kristalize su bulunmaktadır. Borukaev vd. [51] çinko borat eklenen polimerler üzerinde yaptıkları termogravimetrik çalışmada çinko borattan kristalize su salımının (su kaybı) 250°C'de başladığını ve en yüksek su kaybının 312°C'de gerçekleştiğini göstermiştir.

Kemik çimentosunun polimerizasyon sıcaklığı bu kadar yüksek değerlere ulaşmaz. Bu sebeple çinko borat sıcaklığı düşürmede istenen etkiyi gösteremediği düşünülmektedir.

Bimodal çalışmada çinko borat ve trikalsiyum fosfat ikili karışımlar halinde kemik çimentosuna eklenmiştir. Basma ve eğilme testleri sonucunda en yüksek mekanik dayanım ZnB1-30+TCP5-88 kemik çimentosunda kaydedilmiştir. Farklı miktar ve partikül boyutlarında bimodal olarak eklenen çinko borat ve trikalsiyum fosfat, kemik çimentosunun mekanik dayanımını kontrol grubuna göre arttırırken; unimodal olarak eklenen çinko borata göre bir miktar düşürmüştür.

Seramik bileşenlerin artması yani çinko borat ve trikalsiyum fosfatın çimento tozuna eklenmesi, PMMA partikülleri ile MMA monomerinin temasını engelleyerek toz bileşenin sıvı bileşen içindeki kısmi çözünmesinin azalmasına neden olmuş olabilir. Bu da PMMA partikülleri ile PMMA matrisi arasındaki bağlanmayı azalttığından mekanik dayanım düşmüştür. Seramik bileşenlerin artması çimentonun sertleşme süresini arttırırken sıcaklığı düşürmüştür. Moe Kubota vd. [52] çalışması bu görüşü desteklemektedir.

Hem unimodal çalışmada hem de bimodal çalışmada analiz edilen kompozit kemik çimentosu örneklerinin toplam sertleşme süreleri ISO 5833 Standardının azami değeri olan 15 dk'nın üzerinde ölçülmüştür. Bu tez çalışmasında polimerizasyon sıcaklığı düşürülmüş ve mekanik dayanım arttırılmış olmasına rağmen sertleşme süreleri kontrol grubuna göre uzamıştır. Bu nedenle gelecekteki çalışmalarda sertleşme süresini standardın öngördüğü ve kemik çimentosu tanımına uygun olan seviyelere çekmek için hızlandırıcı etkiye sahip farklı katkı malzemelerinin kemik çimentosuna eklenmesi veya başlatıcı miktarının arttırılması tartışılmaktadır.

Sonuç olarak çinko borat ve trikalsiyum fosfat eklenen ZnB1-30+TCP5-88 örneğinin polimerizasyon sıcaklığını düşüğü için termal nekroz yaratma riski azalmıştır. ZnB1-30+TCP5-88 örneğinin mekanik dayanımı artmıştır.

6. KAYNAKLAR

- [1] Akers, R. M., & Denbow, D. M., *Anatomy and Physiology of Domestic Animals*, First Edition, Blackwell Publishing, 2008
- [2] Koushik, T. M., Miller, C. M., & Antunes, E., *Bone Tissue Engineering Scaffolds: Function of Multi-Material Hierarchically Structured Scaffolds*, *Advanced Healthcare Materials*, 12 (2023) 9
- [3] Teo, A. J. T., Mishra, A., Park, I., Kim, Y. J., Park, W. T., & Yoon, Y. J., *Polymeric Biomaterials for Medical Implants and Devices*, *ACS biomaterials science & engineering*, 2 (2016) 4.
- [4] Breusch, S., Malchau, H., *The Well-Cemented Total Hip Arthroplasty*, Springer, New York, 2005
- [5] Wang, L., You, X., Zhang, L., Zhang, C., & Zou, W., *Mechanical Regulation Of Bone Remodeling*, *Bone Research*, 10 (2022) 1.
- [6] Vallet-Regí, M., *Evolution of bioceramics within the field of biomaterials*, *Comptes Rendus Chimie*, 13 (2010) 1.
- [7] Bistolfi A, Ferracini R, Albanese C, Vernè E, Miola M., *PMMA-Based Bone Cements and the Problem of Joint Arthroplasty Infections: Status and New Perspectives*, 12 (2019) 2.
- [8] Ginebra, M. B., Gil, F. X., Planell, J. A., Pascual, B., Goni, I., Gurruchaga, M., Levenfeld, B., Vazquez, B., Roman, J. S., *relationship between the morphology of pmma particles and properties of acrylic bone cements*, *Journal Of Materials Science: Materials In Medicine*, 7 (1996) 6.
- [9] Nottrott, M., *Acrylic Bone Cements: Influence Of Time And Environment On Physical Properties*. *Acta Orthopaedica Supplementum*, 81 (2010) 341.
- [10] Chaurasiya, S.P. and R. Ghosh, *Low Viscosity Versus High Viscosity PMMA Bone Cement For Total Joint Arthroplasty: Influence Of Glass Transition Temperature, Residual Monomer Content, Transmittance Of Chemical Functional Groups, And Crystallinity Index On Quasi- Static Flexural Strength*, *Forces in Mechanics*, 10 (2023) 100176.
- [11] Nottrott, M., Mølster, A. O., Gjerdet, N. R., *Time Dependent Mechanical Properties Of Bone Cement. An In Vitro Study Over One Year*, *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*, 83 (2007) 2.
- [12] Lee, C., *The Mechanical Properties of PMMA Bone Cement*, *The Well-Cemented Total Hip Arthroplasty*, Springer, New York, 60–66, 2005.
- [13] Spierings, P. T. J., *Testing and Performance of Bone Cements*, *The Well-Cemented Total Hip Arthroplasty*, Springer, New York, 67–78, 2005.

- [14] Ranjan, R. K., Kumar, M., Kumar, R., Ali, M. F., Bone cement, *International Journal of Orthopaedics Sciences*, 3 (2017) 4.
- [15] Farrar, D. F., Rose, J., Rheological Properties Of PMMA Bone Cements During Curing, *Biomaterials*, 22 (2001) 22.
- [16] Haas, S. S., Brauer, G. M., Dickson, G., A Characterization Of Polymethylmethacrylate Bone Cement, *The Journal Of Bone And Joint Surgery*, 57 (1975) 3.
- [17] Puckett AD, Roberts B, Bu L, Mays JW. Improved Orthopaedic Bone Cement Formulations Based On Rubber Toughening, *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 28 (2000) 3.
- [18] Endogan T, Kiziltay A, Hasirci V, Hasirci N. Modification Of Acrylic Bone Cements With Oxygen Plasma And Additives, *Journal of Biomaterials and Tissue Engineering*, 2 (2012) 3.
- [19] Méndez JA, Aguilar MR, Abraham GA, Vázquez B, Dalby M, Di Silvio L, San Román J. New Acrylic Bone Cements Conjugated To Vitamin E: Curing Parameters, Properties, And Biocompatibility. *Journal of Biomedical Materials Research*, 62 (2002) 2.
- [20] Messner, K., Vuong, B., & Tranmer, G. K., The Boron Advantage: The Evolution and Diversification of Boron's Applications in Medicinal Chemistry, *Pharmaceuticals (Basel)*, 15 (2022) 3.
- [21] Yiğitbaşıoğlu, Hakan, Türkiye İçin Önemli Bir Maden: Bor, *Coğrafi Bilimler Dergisi*, 2 (2004) 2.
- [22] Söğüt, Ö., Acar, O. Boron and Health, *Journal of Literature Pharmacy Sciences*, 9 (2020) 1.
- [23] Basoglu A, Sevinc M, Guzelbektas H, Civelek T, Effect Of Borax On Lipid Profile In Dogs, *Online J Vet Res* 4 (2000) 6.
- [24] Celebi, O., Celebi, D., Baser, S., Aydın, E., Rakıcı, E., Uğraş, S., Ağyar Yoldaş, P., Baygutalp, N. K., Abd El-Aty, A. M., Antibacterial Activity of Boron Compounds Against Biofilm-Forming Pathogens, *Biological Trace Element Research*, 202 (2024) 1.
- [25] Mitruț, I., Cojocaru, M. O., Scorei, I. R., Biță, A., Mogoșanu, G. D., Popescu, M., Olimid, D.-A., & Manolea, H. O., Preclinical and histological study of boron-containing compounds hydrogels on experimental model of periodontal disease. *Romanian Journal of Morphology and Embryology*, 62 (2021) 1.
- [26] Bozkurt, S. B., Nielsen, F. H., & Hakki, S. S., Boric Acid Reverses Nicotine-Induced Cytokine Expressions of Human Gingival Fibroblasts. *Biological Trace Element Research*, 201 (2023) 3.
- [27] Khaliq, H., Juming, Z., & Ke-Mei, P., The Physiological Role of Boron on Health. *Biological Trace Element Research*, 186 (2018) 1.

- [28] Ozdemir, A. K., Ozdemir Dogan, D., Tugut, F., Demir, H., Akin, H., Effects Of Boron On The Mechanical Properties Of Polymethylmethacrylate Denture Base Material, *European Oral Research*, 55 (2021) 1.
- [29] Hawley, G.G. and R.J. Lewis, *Hawley's Condensed Chemical Dictionary*. 2007: Wiley, Interscience.
- [30] Tiffany AS, Gray DL, Woods TJ, Subedi K, Harley BAC., The Inclusion Of Zinc Into Mineralized Collagen Scaffolds For Craniofacial Bone Repair Applications, *Acta Biomaterialia*, 15 (2019) 93.
- [31] Yu W, Sun TW, Qi C, Ding Z, Zhao H, Zhao S, Shi Z, Zhu YJ, Chen D, He Y., Evaluation Of Zinc-Doped Mesoporous Hydroxyapatite Microspheres For The Construction Of A Novel Biomimetic Scaffold Optimized For Bone Augmentation. *International Journal Of Nanomedicine*, 24 (2017) 12.
- [32] Wang, S., Li, R., Xia, D.; Zhao, X., Zhu, Y., Gu, R., Yoon, J., Liu, Y, The Impact of Zn-Doped Synthetic Polymer Materials On Bone Regeneration: A Systematic Review. *Stem Cell Research and Therapy*, 12 (2021) 1.
- [33] Iyigundogdu, Z., Synergistic Effects Of Zinc Borate And Graphene On Enhanced Thermal Stability And Antimicrobial Properties Of Poly(methyl methacrylate), *Polymer Composites*, 44 (2023) 7.
- [34] Morii, H., Kawata, T., Nagano, N., Shimada, T., Motonaga, C., Okamori, M., Nohmi, T., Miki, T., Kobayashi, M., Hara, K., & Akiyama, Y., *Magnesium and Osteoporosis*, Springer, London, 266-271, 2007.
- [35] Saris, N. E., Mervaala, E., Karppanen, H., Khawaja, J. A., & Lewenstam, A., Magnesium. An update on physiological, clinical and analytical aspects. *Clinica chimica acta; international journal of clinical chemistry*, 294 (2000) 1.
- [36] *Interrelations between Essential Metal Ions and Human Diseases. The Alkali Metal Ions: Their Role for Life*, Springer, Switzerland, 2013.
- [37] Chen, Z., Zhang, W., Wang, M., Backman, L. J., Chen, J., Effects of Zinc, Magnesium, and Iron Ions on Bone Tissue Engineering, *ACS Biomater Science and Engineering*, 8 (2022) 6.
- [38] Webster, T.J., The Influence Of Nano MgO And BaSO₄ Particle Size Additives On Properties Of PMMA Bone Cement, *International Journal of Nanomedicine*, 3 (2008) 1.
- [39] Khandaker, M., Vaughan, M. B., Morris, T. L., White, J. J., & Meng, Z., Effect Of Additive Particles On Mechanical, Thermal, And Cell Functioning Properties Of Poly(methyl methacrylate) Cement. *International Journal of Nanomedicine*, 9 (2014) 1.
- [40] Huang, J., *Design and Development of Ceramics and Glasses, in Biology and Engineering of Stem Cell Niches*, Elsevier, London, 2017.
- [41] El Moussaoui, Y., Terrisse, H., Quillard, S., Ropers, M. H., Humbert, B., The True Nature of Tricalcium Phosphate Used as Food Additive, *Nanomaterials*, 13 (2023) 12.

- [42] Russo, T., De Santis, R., Gloria, A., Barbaro, K., Altigeri, A., Fadeeva, I. V., & Rau, J. V., Modification of PMMA Cements for Cranioplasty with Bioactive Glass and Copper Doped Tricalcium Phosphate Particles. *Polymers*, 12 (2019) 1.
- [43] ISO5833:2002. Implants For Surgery-Acrylic Resin Cements. International Standardization Organisation, Switzerland, 2002
- [44] Khandaker, M., & Meng, Z., The Effect of Nanoparticles and Alternative Monomer on the Exothermic Temperature of PMMA Bone Cement, *Procedia Engineering*, 105 (2015) 1.
- [45] Vazquez, B., Ginebra, M. P., Gil, X., Planell, J. A., San Roman, J., Acrylic Bone Cements Modified With Beta-TCP Particles Encapsulated With Poly(ethylene glycol), *Biomaterials*, 26 (2005) 20.
- [46] Khandaker, M., Vaughan, M. B., Morris, T. L., White, J. J., & Meng, Z., Effect Of Additive Particles On Mechanical, Thermal, And Cell Functioning Properties Of Poly(Methyl Methacrylate) Cement, *International Journal Of Nanomedicine*, 9 (2014) 1.
- [47] Seydibeyoglu, M. O., Caka, M., Ulucan-Karnak, F., Onak, G., Uzel, A., Özyildiz, F., Karaman, O., Bone Cement Formulation with Reduced Heating of Bone Cement Resin, *Journal of Boron*, 6 (2021) 2.
- [48] Zheng, Y., Tian, Y., Ma, H., Qu, Y., Wang, Z., An, D., Guan, S., & Gao, X., Synthesis And Performance Study Of Zinc Borate Nanowhiskers, *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, 339 (2009) 1.
- [49] Ozdemir, E., & Hacaloglu, J., Poly(methyl methacrylate) Organoclay Composites; Interactions Of Organic Modifier With The Polymer Effecting Thermal Degradation Behavior, *European Polymer Journal*, 95 (2017) 1.
- [50] Yang J. M., Polymerization Of Acrylic Bone Cement Using Differential Scanning Calorimetry. *Biomaterials*, 18 (1997) 19.
- [51] Borukaev, T. A., Shaov, A. K., Kharaev, A. M., Borodulin, A. S., Investigation of the effect of zinc borate on the physic mechanical properties of PVC plastic. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 934 (2020) 1.
- [52] Kubota, M., Yokoi, T., Ogawa, T., Saito, S., Furuya, M., Yokota, K., Kanetaka, H., Jeyadevan, B., Kawashita, M., Setting Behaviour, Mechanical Properties And Heat Generation Under Alternate Current Magnetic Fields Of Fe₃O₄/TiO₂/PMMA Composite Bone Cement, *Medical Devices & Sensors*, 3 (2020) 6.

EKLER

EK 1 – Mekanik Test Sonuçları

BASMA DAYANIMI (MPa)							
BA		ZnB		MgO		TCP	
BA5-30	95,3 ± 2,35	ZnB1-30	128,3 ± 8	MgO5-30	63,6 ± 4	TCP5-30	68,5 ± 7,4
BA5-88	95,4 ± 18,1	ZnB1-88	105,8 ± 13,76	MgO5-88	65,1 ± 4,36	TCP5-88	68,7 ± 2,96
BA10-30	109,8 ± 3,3	ZnB5-30	110,5 ± 7,6	MgO10-30	60,5 ± 2	TCP10-30	80,8 ± 3,8
BA10-88	104,6 ± 4,27	ZnB5-88	97,6 ± 14,5	MgO10-88	51,8 ± 3,7	TCP10-88	87 ± 7,4

EĞİLME MODÜLÜ (MPa)							
BA		ZnB		MgO		TCP	
BA5-30	2515,6 ± 403,8	ZnB1-30	3655,2 ± 644,28	MgO5-30	2083,5 ± 251,5	TCP5-30	2786,9 ± 1406,9
BA5-88	2598,8 ± 1193,7	ZnB1-88	3357,5 ± 374,3	MgO5-88	1860,8 ± 341,3	TCP5-88	2367,9 ± 878,4
BA10-30	3029,1 ± 895,79	ZnB5-30	3146,4 ± 847,9	MgO10-30	1706,6 ± 408,3	TCP10-30	2096,5 ± 372,49
BA10-88	2771,02 ± 633,47	ZnB5-88	2439,2 ± 630,9	MgO10-88	1878,8 ± 615,1	TCP10-88	2177,4 ± 317,1

EĞİLME DAYANIMI (MPa)							
BA		ZnB		MgO		TCP	
BA5-30	56,3 ± 4,1	ZnB1-30	78,14 ± 16,9	MgO5-30	48,7 ± 4,4	TCP5-30	54,4 ± 18,8
BA5-88	54,9 ± 21,2	ZnB1-88	62,7 ± 12,78	MgO5-88	47,8 ± 7,8	TCP5-88	57,6 ± 14,7
BA10-30	58,6 ± 9	ZnB5-30	52 ± 11,4	MgO10-30	43,5 ± 7,9	TCP10-30	46,1 ± 10
BA10-88	64,2 ± 11,8	ZnB5-88	56,4 ± 11,2	MgO10-88	43,5 ± 9,3	TCP10-88	45,2 ± 7,5

	Eğilme Modülü (MPa)	Eğilme Dayanımı (MPa)	Basma Dayanımı (MPa)
ZnB1-88+TCP5-30	2713,26 ± 292	50,1 ± 7,2	103,6 ± 19
ZnB1-30+TCP5-88	3370,5 ± 331,5	61,03 ± 10,48	125,7 ± 16,45
ZnB5-88+TCP10-30	2349,9 ± 318	50,3 ± 12,5	82,24 ± 12,6
ZnB5-30+TCP10-88	2160,2 ± 110,3	57,16 ± 3,9	74,09 ± 7,6

	Basma Dayanımı (MPa)	Eğilme Modülü (MPa)	Eğilme Dayanımı (MPa)	Sıcaklık (°C)	Sertleşme Süresi (dk)
36 g Toz Bileşen	66,9 ± 2,47	2087,3 ± 116,6	47,7 ± 7,44	86 ± 4,8	14 ± 0,5
38 g Toz Bileşen	72,06 ± 2,89	2174,6 ± 191,9	49,7 ± 7,42	89,9 ± 5,1	13 ± 1
39,6 g Toz Bileşen	76,5 ± 6	2392,5 ± 274,8	50,6 ± 4,18	93,1 ± 4,5	12 ± 0,5
40 g Toz Bileşen	76,8 ± 0,47	2436,1 ± 146,9	52,9 ± 2,4	94,9 ± 4,6	12 ± 0,5

ZnB1-30+TCP5-88 Kemik Çimentosu Deney Sonuçları

Polimerleşmiş kemik çimentosunun ölçülen eğilme modülü ve eğilme dayanımı değerleri

1. Numune Eğilme Modülü: 3810,27 MPa
2. Numune Eğilme Modülü: 3232,94 MPa
3. Numune Eğilme Modülü: 3617,27 MPa
4. Numune Eğilme Modülü: 3185,38 MPa
5. Numune Eğilme Modülü: 3006,85 MPa

1. Numune Eğilme Dayanımı: 68,04 MPa (F=123,49)
2. Numune Eğilme Dayanımı: 59,96 MPa (F=108,83)
3. Numune Eğilme Dayanımı: 74,86 MPa (F= 135,88)
4. Numune Eğilme Dayanımı: 52,4 MPa (F= 95,14)
5. Numune Eğilme Dayanımı: 49,9 MPa (F= 90,55)

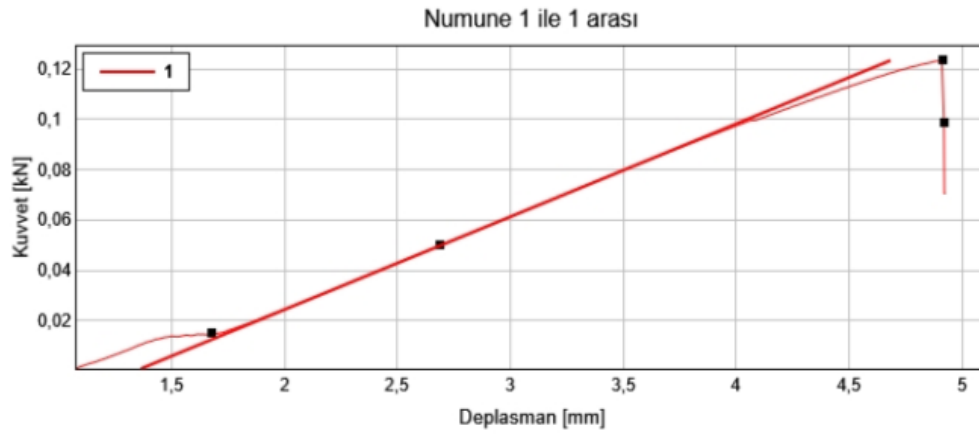
a= 20 mm

b= 10 mm

h= 3.3 mm

(Sabit
değerler)

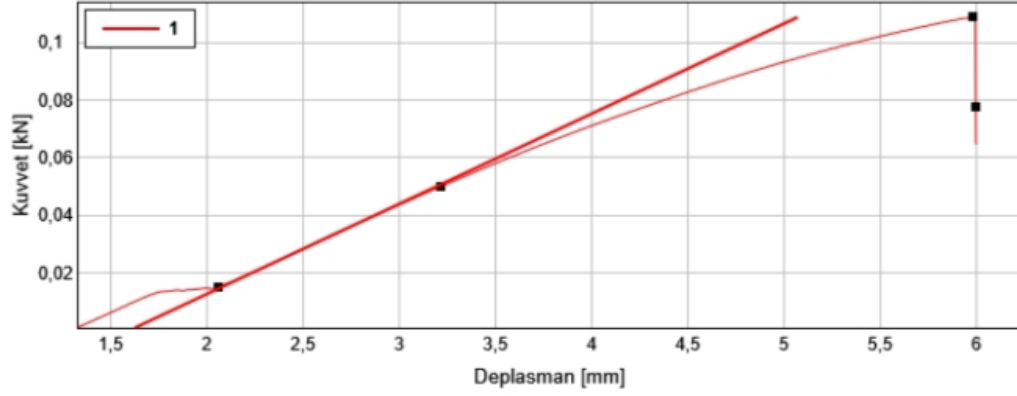
Instron Applications Laboratory



	Maksimum Kuvvet [N]	Modülüs (Otomatik Young'ın) [MPa]	Deplasmande Kırılma (Otomatik kuvvet düşürme) [mm]	Eğme deplasmanında Öna yar noktası (Kuvvet 15 N) [mm]	Eğme deplasmanında Öna yar noktası (Kuvvet 50 N) [mm]
1	123,49	3810,27	4,92	0,61	1,62
Ortalama	123,49	3810,27	4,92	0,61	1,62

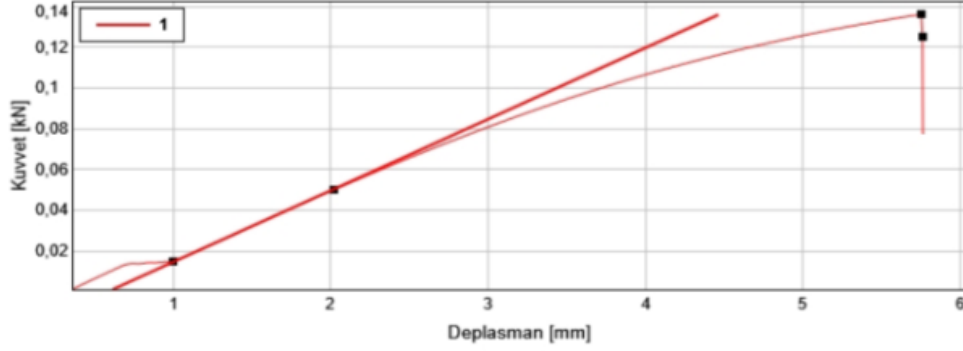
Instron Applications Laboratory

Numune 1 ile 1 arası



	Maksimum Kuvvet [N]	Modülüs (Otomatik Young'ın) [MPa]	Deplasmande Kırılma (Otomatik kuvvet düşürme) [mm]	Eğme deplasmanide Önar noktası (Kuvvet 15 N) [mm]	Eğme deplasmanide Önar noktası (Kuvvet 50 N) [mm]
1	108,83	3232,94	6,00	0,73	1,89
Ortalama	108,83	3232,94	6,00	0,73	1,89

Numune 1 ile 1 arası

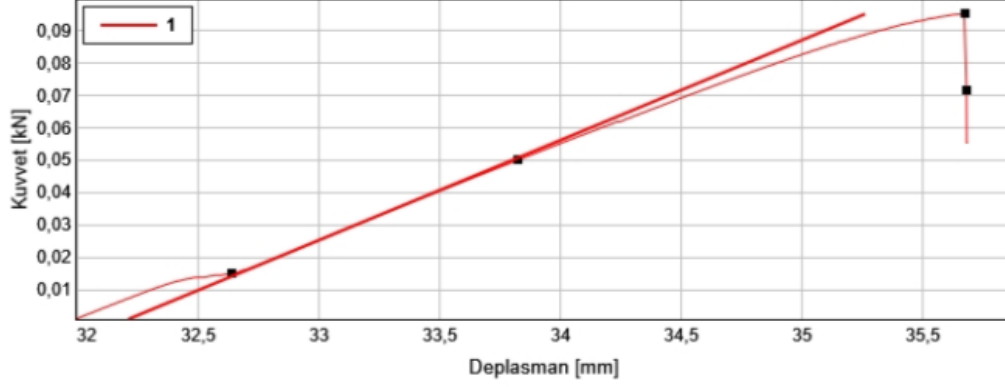


	Maksimum Kuvvet [N]	Modülüs (Otomatik Young'ın) [MPa]	Deplasmande Kırılma (Otomatik kuvvet düşürme) [mm]
1	135,88	3617,27	5,76
Ortalama	135,88	3617,27	5,76

	Eğme deplasmanide Önar noktası (Kuvvet 15 N) [mm]	Eğme deplasmanide Önar noktası (Kuvvet 50 N) [mm]
1	0,64	1,66
Ortalama	0,64	1,66

Instron Applications Laboratory

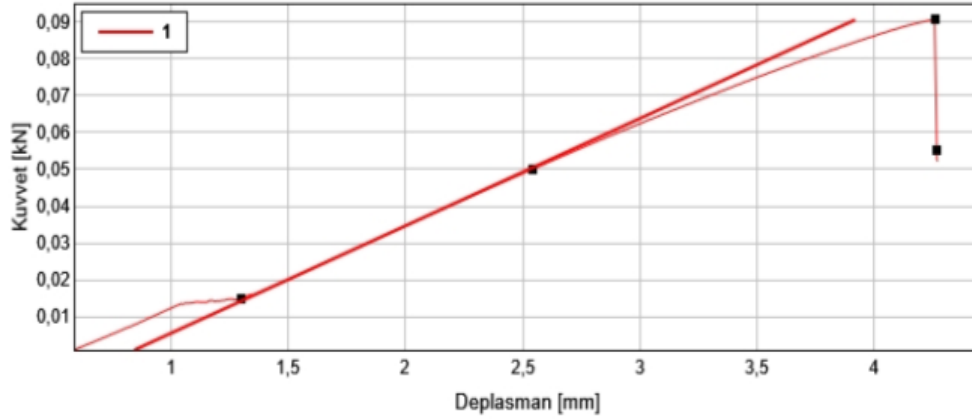
Numune 1 ile 1 arası



	Maksimum Kuvvet [N]	Modülüs (Otomatik Young'in) [MPa]	Deplasmande Kılma (Otomatik kuvvet düşürme) [mm]	Eğme deplasmanide Önar noktası (Kuvvet 15 N) [mm]	Eğme deplasmanide Önar noktası (Kuvvet 50 N) [mm]
1	95,14	3185,38	35,68	0,65	1,83
Ortalama	95,14	3185,38	35,68	0,65	1,83

Instron Applications Laboratory

Numune 1 ile 1 arası



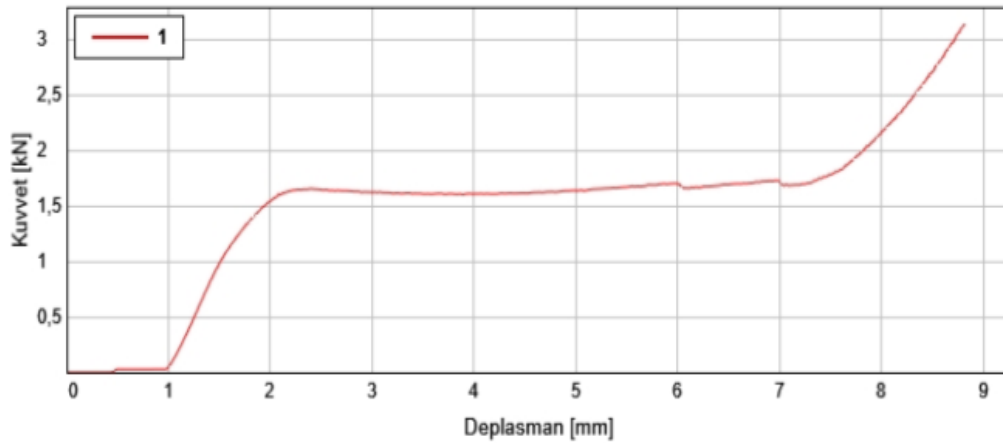
	Maksimum Kuvvet [N]	Modülüs (Otomatik Young'in) [MPa]	Deplasmande Kılma (Otomatik kuvvet düşürme) [mm]	Eğme deplasmanide Önar noktası (Kuvvet 15 N) [mm]	Eğme deplasmanide Önar noktası (Kuvvet 50 N) [mm]
1	90,55	3006,85	4,27	0,71	1,96
Ortalama	90,55	3006,85	4,27	0,71	1,96

Polimerleşmiş kemik çimentosunun ölçülen basma dayanımı değerleri

1. Numune Basma Dayanımı: 110,87 MPa
2. Numune Basma Dayanımı: 136,45 MPa
3. Numune Basma Dayanımı: 129,86 MPa
4. Numune Basma Dayanımı: 108,14 MPa
5. Numune Basma Dayanımı: 96,38 MPa

Instron Applications Laboratory

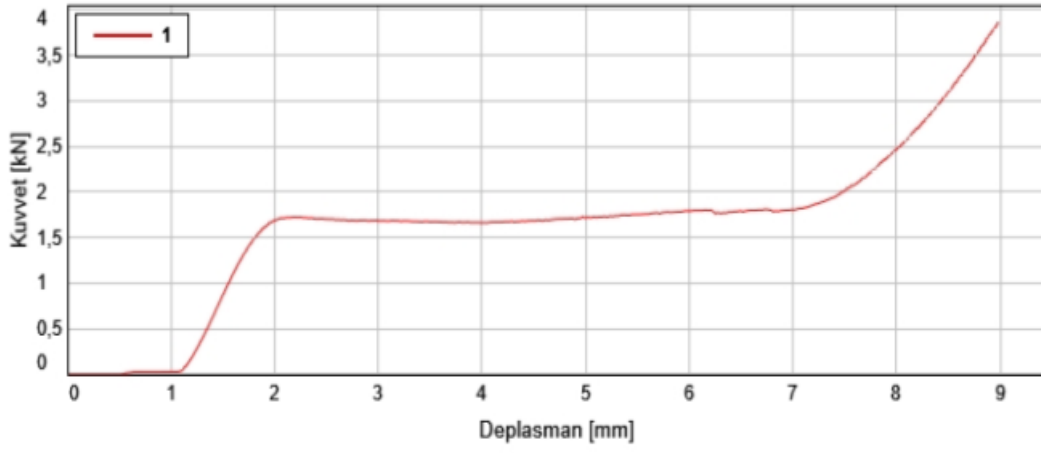
Numune 1 ile 1 arası



	Basma gerilmesideKırılma (Standart) [MPa]
1	110,87

Instron Applications Laboratory

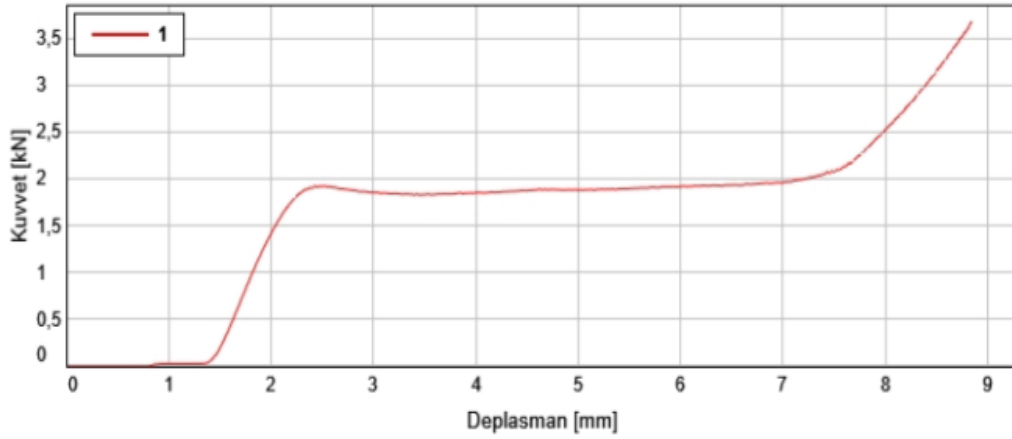
Numune 1 ile 1 arası



	Basma gerilmesideKınlma (Standart) [MPa]
1	136,45

Instron Applications Laboratory

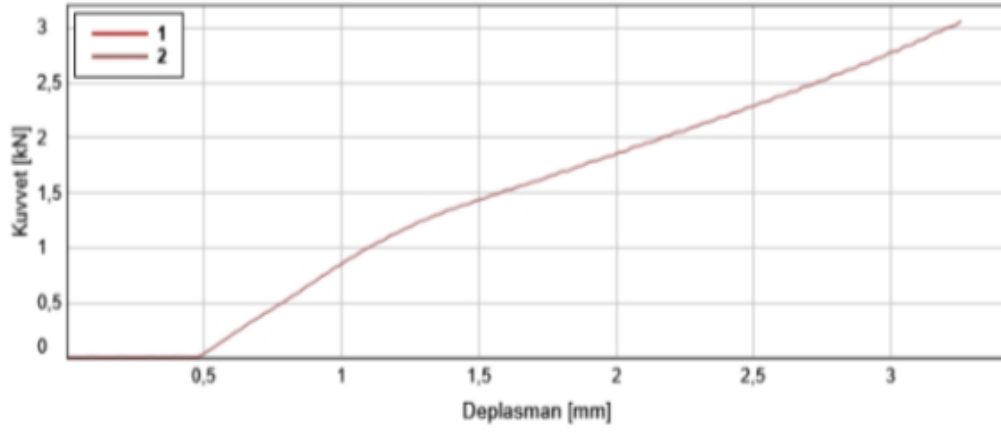
Numune 1 ile 1 arası



	Basma gerilmesideKınlma (Standart) [MPa]
1	129,86

Instron Applications Laboratory

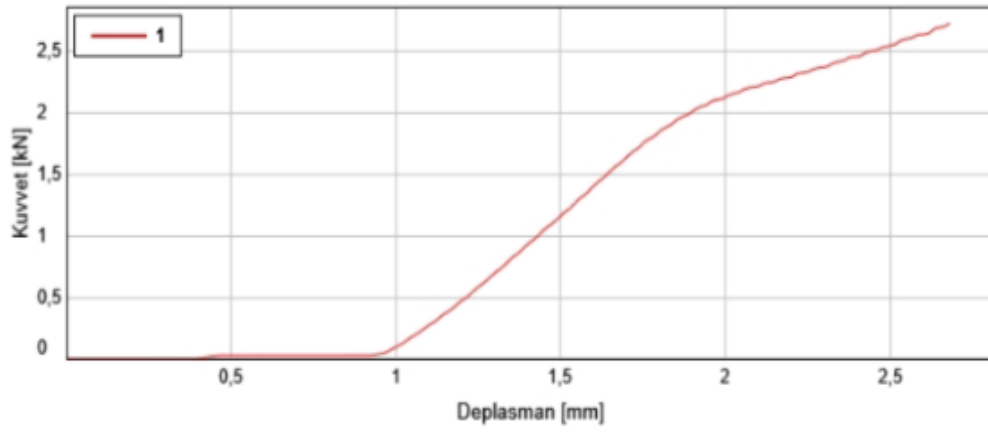
Numune 1 ile 2 arası



	Basma gerilmesideKınlma (Standart) [MPa]
1	---
2	108,14

Instron Applications Laboratory

Numune 1 ile 1 arası



	Basma gerilmesideKınlma (Standart) [MPa]
1	96,38

