

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

**KEMİK ÇİMENTOSUNA (POLİMETİLMETAKRİLAT)
HEGZAGONAL BOR NİTRÜR EKLENMESİNİN MEKANİK
DAYANIKLILIK ÜZERİNE ETKİLERİ**

UZMANLIK TEZİ
Dr. ALİ PERÇİN

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. HAKAN YUSUF SELEK

ANKARA
NİSAN 2021

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

**KEMİK ÇİMENTOSUNA (POLİMETİLMETAKRİLAT)
HEGZAGONAL BOR NİTRÜR EKLENMESİNİN MEKANİK
DAYANIKLILIK ÜZERİNE ETKİLERİ**

UZMANLIK TEZİ
Dr. ALİ PERÇİN

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. HAKAN YUSUF SELEK

ANKARA
NİSAN 2021

TEŞEKKÜR

Bu tezin hazırlanması sürecindeki desteklerinden ve fikirlerinden dolayı danışman hocam Prof. Dr. Hakan Yusuf Selek'e,

Uzmanlık eğitimimde ve henüz başlarında olduğum hekimlik mesleğimdeki gelişimimde büyük katkıları olan Gazi Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji ABD değerli hocalarım Prof. Dr. Selçuk Bölükbaşı, Prof. Dr. Ertuğrul Şener, Prof. Dr. Sacit Turanlı, Prof. Dr. Ulunay Kanatlı, Prof. Dr. Alpaslan Şenköylü, Prof. Dr. Hamza Özer, Prof. Dr. Akif Muhtar Öztürk, Prof. Dr. Hakan Atalar, Prof. Dr. Erdinç Esen, Prof. Dr. Ali Turgay Çavuşoğlu, Doç. Dr. Şefik Murat Arıkan, Doç. Dr. Muhammed Baybars Ataoğlu ve Doç. Dr. Tolga Tolunay hocama

Sayılamayacak kadar çok güzel anılar ve dostluklar kazandığım Gazi Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji ABD asistanlarına,

Bizlere fırsat eşitliği sunan ve okulumuza adını veren Gazi Mustafa Kemal Atatürk'e, beni yetiştiren annem, babam, halam ve kardeşime teşekkürü bir borç bilirim.

Dr. Ali Perçin

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
İÇİNDEKİLER.....	ii
TABLolar.....	iv
ŞEKİLLER.....	v
RESİMLER.....	vi
KISALTMALAR.....	vii
1.GİRİŞ ve AMAÇ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kemik Çimentosu (Polimetilmetakrilat [PMMA])	3
2.2. Polimerizasyon ve Hazırlama.....	5
2.3. Polimetilmetakrilatın Visko-Elastik Özellikleri	7
2.4. Mekanik Dayanıklılık.....	9
2.5. Bor Elementi.....	10
2.6. Bor Rezervleri	12
2.7. Borun Kullanım Alanları	13
2.7.1. Cam ve Seramik Endüstrisi	13
2.7.2. İnşaat Sektörü	13
2.7.3. Temizlik Sektörü	14
2.7.4. Alev Geciktiriciler	14
2.7.5. Sağlık Alanı	14
2.7.6. Metalurji ve Malzeme Endüstrisi	15
2.7.7. Tarım	15
2.8. Bor Ürünleri.....	15
2.8.1. Ham Bor Ürünleri.....	16

2.8.2. Rafine Bor Ürünleri	16
2.8.3. Uç Bor Ürünleri	16
2.9. Hegzagonal Bor Nitrür Özellikleri ve Kullanım Alanları	16
3. MATERYAL VE YÖNTEM	19
3.1. Numune Hazırlığında Kullanılan Malzemeler ve Cihazlar	19
3.1.1. Akrilik Kemik Çimentosu	19
3.1.2. Hegzagonal Bor Nitrür	19
3.1.3. Hassas Terazî	19
3.1.4. Mekanik Test İçin Kullanılan Çimento Kalıpları	20
3.1.5. Çekme Basma Deney Cihazı	22
3.1.6. Elektron Mikroskopu	22
3.2. Numunelerin Hazırlanışı	24
3.2.1. Mekanik Test İçin Numunelerin Hazırlanması	24
3.3. İstatistiksel Analiz	27
4. SONUÇLAR	29
4.1. Mekanik Sonuçlar	29
4.1.1. Kompresyon Testi	29
4.1.2. Dört nokta bükülme testi	33
4.2. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi	39
5. TARTIŞMA	45
6. KAYNAKLAR	53
7.ÖZET	60
8.SUMMARY	62
9.ÖZGEÇMİŞ	64

TABLÖLAR

Tablo 1. Biomet® Bone Cement (Biomet Orthopaedics Switzerland GmbH Riedstrasse 6) içeriği	4
Tablo 2. Bor elementinin fiziksel özellikleri.....	11
Tablo 3. Bor elementinin kimyasal özellikleri	12
Tablo 4. Dünyadaki Bor Rezervleri-2012 ETİ Maden Raporu (31)	12
Tablo 5. HBN kullanım alanları	18
Tablo 6. Gruplar Arasında Dozlara göre Kompresyon Testi MPa Değerleri.....	29
Tablo 7. Kompresyon testinde Doz-MPa Ölçümü ilişkisi	33
Tablo 8. Gruplar Arasında Dozlara göre Dört Nokta Bükölme Testi MPa Değerleri.....	34
Tablo 9. Bükölme testinde Doz-MPa Ölçümü ilişkisi	38

ŞEKİLLER

Şekil 1. PMMA kimyasal formülü	3
Şekil 2. Kontrol ve Bor gruplarında kompresyon testine ait MPa ölçümleri	30
Şekil 3. Farklı bor konsantrasyonlarına ait kompresyon testine ait MPa ölçümleri	31
Şekil 4. Farklı bor konsantrasyonlarına ait kompresyon testi MPa ölçümlerine ait karşılaştırma analizi sonuçları	32
Şekil 5. Kompresyon Testinde Bor doz- MPa ilişkisi	33
Şekil 6. Kontrol ve Bor gruplarında bükülme testine ait MPa ölçümleri.....	35
Şekil 7. Farklı bor konsantrasyonlarına ait bükülme testine ait MPa ölçümleri ...	36
Şekil 8. Farklı bor konsantrasyonlarına ait bükülme testi MPa ölçümlerine ait karşılaştırma analizi sonuçları	37
Şekil 9. Bükülme Testinde Bor doz- MPa ilişkisi	38

RESİMLER

Resim 1. Kern PCB 3500-2 (Schramberg, Germany) marka hassas terazi	20
Resim 2. Numuneleri hazırlamak için kullanılan kalıplar	21
Resim 3. Instron ® 3369 (Norwood Massachusetts, USA) marka cihaz sistemi. 22	
Resim 4. Jeol JSM-6060 LV (Dearborn Road, USA) marka dijital ve bilgisayar kontrollü elektron mikroskopu	23
Resim 5. Dört nokta bükme testi uygulanaşı	26
Resim 6. Kompresyon testinin uygulanaşı	27
Resim 7. Kontrol grubu çimentonun elektron mikroskopunda 100 X büyütmesi	39
Resim 8. Kontrol grubu çimentonun elektron mikroskopunda 250 X büyütmesi. 40	
Resim 9. 0.5 gr HBN içeren çimentonun elektron mikroskopunda 100 X büyütmesi	40
Resim 10. 0.5 gr HBN içeren çimentonun elektron mikroskopunda 250 X büyütmesi	41
Resim 11. 1 gr HBN içeren çimentonun elektron mikroskopunda 100 X büyütmesi	41
Resim 12. 1 gr HBN içeren çimentonun elektron mikroskopunda 250 X büyütmesi	42
Resim 13. 1.5 gr HBN içeren çimentonun elektron mikroskopunda 100 X büyütmesi	42
Resim 14. 1.5 gr HBN içeren çimentonun elektron mikroskopunda 250 X büyütmesi	43
Resim 15. 2 gr HBN içeren çimentonun elektron mikroskopunda 100 X büyütmesi	43
Resim 16. 2 gr HBN içeren çimentonun elektron mikroskopunda 250 X büyütmesi	44

KISALTMALAR

BaSO₄	: Baryum Sülfat
BPO	: Benzil Peroksit
DMPT	: N,N-Dimetil Paratoludin
HBN	: Hegzagonal Bor Nitrür
ISO	: International Organization for Standartization
MMA	: Metilmetakrilat
MPa	: Megapaskal
PMMA	: Polimetilmetakrilat
SPSS	: Statistical Package for Social Sciences

1.GİRİŞ ve AMAÇ

Kemik çimentosu ortopedik cerrahide en sık kullanılan ürünlerden biridir. Kemik çimentosu denilince akla ilk gelen akrilik kemik çimentosudur. Polimetilmetakrilat (PMMA) olarak da bilinen bu madde 60 yıldan uzun bir süredir ortopedik cerrahilerde yaygın olarak kullanılmaktadır (1). İlk klinik kullanımları 1958 yılında Charnley ve ark. tarafından kalça protezi ameliyatlarında olup, 1960 yılında erken dönem sonuçlarını yayınlanmışlardır (2). Devam eden çimentolu uygulamaları içeren çalışmasında Charnley ve ark. , sekiz yıllık hasta takiplerinde sadece %2 oranında başarısızlık rapor etmiştir (3). Avrupa’da protez cerrahisinde kullanımından yaklaşık 10 yıl sonra 1970’lerde Amerikan Besin ve İlaç Dairesi (FDA), PMMA’nın diz ve kalça protezlerinde kullanımına onay vermiştir (4) . Bu yıllardan sonra PMMA dünya çapında ortopedik cerrahilerde yaygın olarak kullanılmaya başlamıştır. PMMA’nın ortopedik cerrahilerde yaygın olarak kullanılması, buna bağlı olarak gelişen ek sorunları da gündeme getirmiştir. Bu sorunlarla ilgili ilk dönemdeki araştırmaların çoğunun çimentoya bağlı aseptik gevşemeler ve enfeksiyonlar üzerinde yoğunlaştığını görülmektedir.

Kemik çimentolarının klinik uygulamalarındaki önemli dönüm noktalarından biri; Bucholz ve ark., 1970’lerde enfekte kalça protezi olan hastaların revizyon cerrahisinde çimento içerisine antibiyotik ekleyerek enfeksiyonla daha etkin mücadele edilebileceğini bildirmesi olarak söylenebilir (5). Yine, Lidgren ve ark. ise 1984 yılında yaptıkları araştırmada; çimentolama

tekniklerini geliştirilmesinde ilk öncü adımlardan birini atmışlardır. Çalışmalarının sonucunda vakumla karıştırma yöntemi ile hazırlanan kemik çimentolarının, elle ve vibrasyonla karıştırma yöntemine göre biyomekanik olarak daha dayanıklı olduğunu göstermişlerdir (6).

Daha sonraki yıllarda polimetilmetakrilata eklenen birçok madde ile ilgili araştırmalar ortopedik literatüre yoğun bir şekilde katkı sağlamıştır. Antibiyotiklerin dışında gümüş içeren nanopartiküller de kemik çimentosuna eklenebilen etkili antibakteriyel ajanlar olarak umut vaat etmişlerdir (7) . Benzer şekilde; E-vitamini katkısının, serbest radikal oksidasyonu ve ekzotermik aktivite üzerinde olumlu bir etki gösterdiği ve gerilme mukavemetinde sadece orta derecede azalmaya neden olduğu gösterilmiştir (<% 5) (8) .

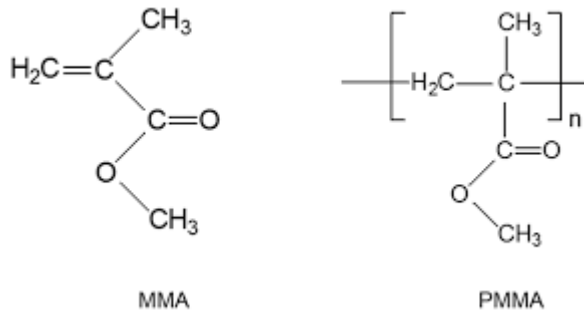
Bunların dışında literatürü taradığımızda özellikle 2000 yılından itibaren kemik çimentosuna birçok farklı katkı maddesinin eklenerek biyomekanik, biyouyumluluk ve antimikrobiyal etkiler üzerine çok sayıda çalışmalar yapıldığını görmekteyiz.

Çalışmamızda amacımız; ortopedik cerrahilerde halen çok sık kullanılan PMMA kemik çimentosuna 4 farklı konsantrasyonda hegzagonal bor nitrür (HBN) ekleyerek kemik çimentosunun mekanik özellikleri üzerine etkilerinin araştırılmasıdır. Bu amaçla hazırladığımız standart numunelere, kompresyon testi ve dört nokta eğme testi uygulayarak mekanik özellikleri üzerindeki değişiklikleri araştırdık. Çalışmamıza ayrıca HBN eklenmiş PMMA'nın elektron mikroskopisi altındaki görüntülerini de eklenerek, porozite ve kemik çimentosunun mikrositrüktürel yapısı üzerine etkilerinin de gösterilmesi amaçlanmıştır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Kemik Çimentosu (Polimetilmetakrilat [PMMA])

Polimetilmetakrilat (PMMA) ortopedik cerrahide kullanılan en dayanıklı malzemelerden birisidir. Total eklem replasmanlarının başarıyla sonuçlanmasında önemli bir rol oynayan bu malzeme, ayrıca omurga cerrahisinde perkütan vertebroplasti ve kifoplasti amacıyla, tümör ve kırıklara bağlı kemik defektlerinin doldurulması gibi ameliyatlarda ortopedik cerrahide sıklıkla klinik kullanım alanı bulmaktadır. PMMA'nın ayrıntılı kimyasal formülü şekil 1 de verilmiştir (9).



Şekil 1. PMMA kimyasal formülü

Polimetilmetakrilat-Akrilik kemik çimentoları; polimer tozu ve sıvı monomer olmak üzere iki farklı bileşenden oluşmaktadır. Bu iki bileşenin karıştırılmasını takiben katı bir kütle elde etmek için sıvı monomerin aşamalı bir polimerizasyonu gerçekleşmektedir. Polimetilmetakrilat, çok uzun yıllardır kemik çimentosunun temel yapısında kullanılmasına rağmen, ana bileşenlerinde belirgin bir değişiklik yapılmamıştır. Değişik çimento bileşenlerinin farklı oranlarda ve

değişik kombinasyonlarda üretilmesi, çimentolama tekniklerindeki yenilikler ve nanoteknoloji bilimindeki gelişmeler kemik çimentosunun günümüze kadar geliştirilerek kullanılmasını sağlamıştır.

Kemik çimentolarının polimer toz komponenti genel olarak 40 mikron büyüklüğündeki parçacıklardan meydana gelmektedir. Bu toz partiküllerde homopolimer PMMA veya metil metakrilat (MMA) kopolimeri ile polimerizasyon sürecinde tetikleyici olan benzoil peroksit (BPO) bulunmaktadır. Kemik çimentolarında radyoopasite toz içerisine zirkonyum veya baryum sülfat ($BaSO_4$) ilave edilerek sağlanmıştır (10). Sıvı komponentte ise polimerizasyon sürecinde yardımcı aktivatör olarak N,N-Dimetil paratoludin (DMPT), sıvı kısmın saklanması monomerin stabilizasyonunu sağlamak için hidrokinon ve boya özelliği bulunan klorofil içeriği bulunmaktadır (1,11). Çalışmamızda kullandığımız Biomet marka kemik çimentosunun ayrıntılı içeriği Tablo 1’de verilmiştir.

Tablo 1. Biomet® Bone Cement (Biomet Orthopaedics Switzerland GmbH Riedstrasse 6) içeriği

Toz İçeriği	Sıvı İçeriği
33,6 g poli(metil akrilat, metil metakrilat)	18,4 g metil metakrilat
6,1 g zirkonyum dioksit	0,4 g N,N-dimetil-p-toluidin
0,3 g benzoil peroksit	Klorofil VII
	Hidrokinon

2.2. Polimerizasyon ve Hazırlama

Polimerizasyon aşaması sıvı ve katı bileşenlerin birbirlerine eklenerek karıştırılmasıyla başlamaktadır. Ortamdaki monomerin polimerizasyonu için serbest radikallerin varlığına ihtiyaç duyulmaktadır. En az bir çift paylaşılmamış elektron bulunduran atomlara serbest radikal adı verilir. Bu radikaller, toz içerikteki tetikleyici madde görevi gören BPO'nun ve sıvı içerikte bulunan hızlandırıcı görevi gören DMPT'nin reaksiyona girmesi sonucu oluşmaktadır. Bu süreçteki polimerizasyon, serbest radikal polimerizasyonu olarak isimlendirilmektedir. Polimerizasyon olayı ısı ortaya çıkaran ekzotermik bir reaksiyondur. Polimerizasyon bittikten sonra ise ısı miktarı düşmeye, çimento kontrakte olmaya ve küçülmeye başlamaktadır (12). Bu olay sonrasında monomerlerin % 2 ile % 6 civarındaki kısmı polimerize olmadan yapısı korunmakta ve bu miktarın da büyük kısmı metabolize olmadan sistemik dolaşıma katılarak akciğerlerden atılmaktadır (13). Az bir monomer kısmı ise sitrik asit döngüsü yardımı ile metabolize edilmektedir (14). Daha önceleri, bu monomerlerin perioperatif solunum ve dolaşım bozukluklarının nedeni olduğu kabul edilirken, sonrasında bu etkilere intramedüller basınç artışı ve kemik iliği-yağ embolisinin neden olduğu gösterilmiştir (15).

Kirschner ve ark. , yapmış olduğu çalışmada kemik çimentosunda bulunan monomerlerin yaklaşık % 0,5'inin polimerize olmadan kaldığını göstermiştir (16). Schlag ve ark. , monomerlerin ilerleyen dönemlerde aseptik gevşeme ve kardiyovasküler-toksik reaksiyona neden olmadığını klinik ve deneysel çalışmalarıyla göstermişlerdir (17).

İntraoperatif olarak hazırlanan (Hazırlama özelliği “Uluslararası Standartizasyon Organizasyonu” nun (ISO) belirlemiş olduğu 5833 kodlu yöntemlere göre tanımlanmıştır) kemik çimentosunun polimerizasyon süreci temel olarak dört faza ayrılmaktadır (13).

1. **Karıştırma fazı:** Bir kap ve karıştırıcı kullanılarak elle karıştırılabileceği gibi vakumlu hazır karıştırıcı sistemler de kullanılabilir. Toz ve sıvı bileşenler karıştırılarak, yapı homojen bir hale gelene kadar bu faz devam eder.
2. **Bekleme fazı:** Çimentonun özelliklerine, karıştırıldığı ortamın ısısına veya nemine göre bekleme süresi değişmekle birlikte kabaca çimentonun elle kontrol edilebildiği yapışkanlığının sona erdiği faza verilen isimdir.
3. **Çalışma fazı:** Çimentonun macun kıvamındayken kemiğe uygulandığı ve sonrasında sertleşmeye başladığı fazdır.
4. **Sertleşme fazı:** Çimentonun sertleşip son halini aldığı fazdır. Polimerizasyon sonucundaki ekzotermik reaksiyonla ısı en yüksek seviyeye ulaşmaktadır. Bu ısı seviyesi yaklaşık 80 °C-100 °C arasındadır (18). Gerçekleşen ekzotermik reaksiyondan dolayı çimento uygulamasının bu aşamasında doku nekrozunu önlemek amacıyla cerrahi sahanın bolca irrigasyonu tavsiye edilir.

2.3. Polimetilmetakrilatın Visko-Elastik Özellikleri

Polimerler, düşük gerinim koşullarında hem elastik katıların hem de viskoz sıvıların özelliklerini taşımaları nedeniyle visko-elastik yapılar olarak tanımlanmaktadırlar.

Çimentonun viskozitesi, çimentonun içeriği ile değişmektedir. Polimer oranı yüksek olan çimentonun viskozitesi de fazlayken, monomer oranı yüksek olan çimentonun viskozitesi azalmaktadır.

Çimentonun viskozitesi bekleme ve katılaşma sürelerini etkilemektedir. Viskozite arttıkça, bekleme süresi kısaltmakta, katılaşma süresi artmaktadır (1) . Çimentonun hazırlandığı ortamın ısı ve nem miktarı viskoziteyi etkileyen önemli faktörlerdendir. Düşük ortam sıcaklığı ve yüksek nem çimentonun hazırlanış süresini uzatmaktadır (1,19,20). Çimentonun viskozitesini etkileyen diğer bir durum ise sterilizasyon tekniğidir. Beta ve gama ışınları ile yapılan sterilizasyon sonrasında, çimentonun molekül ağırlığı azalmakta ve mekanik özellikleri zayıflamaktadır (21) . Bunun aksine etilen oksit ile yapılan sterilizasyon yönteminde çimentonun mekanik özelliklerinin değişmediği görülmüştür. Ancak bu yöntemin dezavantajı daha maliyetli olmasıdır.

Kemik çimentoları viskozite özelliklerine göre yüksek, orta ve düşük viskoziteli olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır.

1. **Yüksek viskoziteli kemik çimentosu:** Karıştırıldıktan sonra yapışkanlık özelliğini hızlıca kaybettiği için bekleme safhası kısa,

çimentonun uygulandığı çalışma safhası uzundur. Çimentonun viskozitesi çalışma safhasının sonuna doğru kademeli olarak artmaya başlar. Sertleşme safhası 1.5 ile 2 dakika arasındadır.

2. **Orta viskoziteli kemik çimentosu:** Bekleme safhası uzundur. Bu safhada düşük viskoziteli olduğu için vakumla karıştırma yapılabilir ve şırınga yardımı ile uygulanabilir. Çalışma safhasında viskozite yavaş yavaş artar. Sertleşme safhası 1.5 ile 2.5 dakika arasındadır.

3. **Düşük viskoziteli kemik çimentosu:** Bekleme safhası uzundur. Çalışma safhasında viskozite hızla artar. Sertleşme safhası ise 1 ile 2 dakika kadar sürer. Şırınga ile karıştırılması ve uygulanması oldukça kolaydır.

Yüksek viskoziteli çimentolama tekniğinde tespit sonuçlarının, düşük viskoziteli tekniğe kıyasla daha başarılı olduğu kabul edilmektedir (4).

PMMA'nın visko-elastik özellikleri son yıllarda giderek daha fazla araştırılmaktadır. Yenilenmiş implant tasarımları sayesinde PMMA'ların visko-elastik özellikleri implantlarla daha uyumlu kullanılabilmektedir. Farklı çimento markalarının visko-elastik davranışları ve statik özellikleri benzer olsa bile, önemli ölçüde farklılık gösterebilmektedir (22).

2.4. Mekanik Dayanıklılık

Polimetilmetakrilat kırılğan ve sert bir malzemedir. Esneklik modülü yaklaşık 2400 MPa (megapaskal) civarında değere sahiptir. Bu değer, çimentoyu çevreleyen kortikal kemiğe göre yaklaşık on kat, titanyum implantlara göre elli kat, paslanmaz çelik implantlara göre ise yüz kat daha düşüktür. Çimento bu esneklik modülü değerleri sayesinde iki sert yüzey arasında elastik bir ara katman görevi görmektedir (23). Çimentolar, in vitro testlerden farklı olarak in vivo ortamlarda daha az kırılğanlık göstermektedir. Ayrıca kemik çimentoları ısıtıldıkları ortamlarda elastikiyetlerini artırmaktadırlar.

Lautenschlager ve ark. (24) , kemik çimentolarında standardizasyon eksikliği üzerinde incelemelerde bulunmuşlardır. Farklı çalışmalar arasında karşılaştırma yapılmasının zorluğuna dikkat çekmişlerdir. Elde ettikleri sonuçlar üzerine bu konuda çalışmalar yoğunlaşmıştır. Artık günümüzde kemik çimentoları da dahil olmak üzere biyomalzemelerle ilgili uluslararası standartlar bulunmaktadır. Özellikle 2002 yılından itibaren günümüzde kullanılan çimentoların mekanik ve çalışma özellikleri ISO 5833 yönetmeliğine göre belirlenmektedir (25,26).

Kemik çimentolarının esas olarak implantlara binen yükü dengeli bir şekilde kemik yapılara dağıtmakta görev aldıkları söylenebilir. Bu nedenle kemik çimentosunun güçlü mekanik etkilere dayanması gerekmektedir. Güçlü mekanik etkilere dayanım ölçümleri, ISO 5833 standartlarına uygun metotlar ile tespit edilmektedir. Bu standartlara göre öncelikle sıvı ve toz komponentlerinin içeriklerinin doğruluğu ve görünürlüğü uygun olmalıdır. Aynı şekilde, ISO 5833

standartlarına göre, implantların fiksasyonu için kemik çimentolarının kompresif dirençleri belli bir seviyenin üzerinde olmak zorundadır. Bu testler statik ya da dinamik olarak ölçülebilen testlerdir. Statik direnç ölçümlerinde bükülme direnci, kompresyon direnci ve gerilme güçleri detaylı olarak incelenebilmektedir (13,27). Çalışma sonrası donmuş çimentonun kompresif dayanımının minimum 70 MPa, eğilme dayanımının minimum 50 MPa olması gerekmektedir (25,28). Ancak kemik çimentosu içerisine farklı bir madde eklemek kompresif güçlerin değişmesine neden olabilir. Örneğin; çimento içerisine 4,5 gramın (gr) üzerinde toz gentamisin veya sıvı antibiyotiklerin eklenmesi kompresif güçlerin standartların altına düşmesine sebep olmaktadır (24).

2.5. Bor Elementi

Periyodik tabloda B simgesi ile gösterilen borun atom numarası 5, atom ağırlığı ise 10,81'dir. Yarı metal ve yarı iletken özelliğe sahip olan bor elementi periyodik cetvelin 3A grubunda yer almaktadır. Bor, element olarak doğada B10 ve B11 olarak adlandırılan iki ayrı kararlı izotoptan oluşmaktadır. B10 izotopunun doğada bulunma oranı %19,1-20,3, B11'in ise %79,7-80,9'dur (29). Bor elementinin fiziksel ve kimyasal özellikleri aşağıdaki tablolarda gösterilmiştir.

Tablo 2. Bor elementinin fiziksel özellikleri(30)

Atom kütlesi	10,811 (g/mol)
Kaynama noktası	3 727 (°C)
Termal genleşme katsayısı	8,3 $\mu\text{m}/(\text{m.K})$, (0 °C' de)
Elektriksel iletkenlik	1,0 E-12 $\mu\text{S}/\text{cm}$
Isıl iletkenlik	0,274 W/cm.K
Yoğunluğu	2,34 g/cm ³ , (25 °C'de)
Görünüşü	Sarı-Kahverengi ametal kristal
Elastik modülü	Kütle: 320/GPa
Atomizasyon entalpisi	573,2 kJ/mol, (25 °C'de)
Füzyon entalpisi	22,18 kJ/mol
Buharlaşma entalpisi	480 kJ/mol
Sertliği	Mohs: 9,3 Vickers: 49 000 MN.m-2
Buharlaşma ısısı	489,7 kJ/mol
Ergime noktası	2075 °C
Molar hacmi	4,68 cm ³ /mol
Fiziksel durumu	Katı, (20 °C ve 1 atm'de)
Spesifik ısısı	1,02 J/g.K
Buhar basıncı	0,348 Pa (300 °C'de)

Tablo 3. Bor elementinin kimyasal özellikleri(29)

Elektrokimyasal Eşdeğer:	0,1344 g/amp-hr
Elektronegativite	2,04 Pauling
Füzyon Isısı:	50,2 kJ/mol
İyonlaşma potansiyelleri:	
Birinci potansiyeli:	8,298 eV
İkinci potansiyeli:	25,154 eV
Üçüncü potansiyeli:	37,93 eV
Değerlik elektron potansiyeli	190 eV

2.6. Bor Rezervleri

Bor çok geniş kullanım alanı olan bir madde olmasının yanında, dünyanın en büyük bor rezervlerinin Türkiye'de bulunması açısından da büyük önem taşımaktadır. İleri teknoloji gerektiren endüstriyel alanlarda borun kullanımının artması, borun hammadde olarak kullanılmasını ve değerini arttırmaktadır (31).

Tablo 4. Dünyadaki Bor Rezervleri-2012 ETİ Maden Raporu (31)

Ülkeler	Toplam Rezervler [1000 ton B ₂ O ₃]	Dağılım [%]
Türkiye	864,500	72
Rusya	100,000	8
Amerika	80,000	7
Çin	47,000	4
Şili	41,000	3
Peru	22,000	2

Toplam dünya bor rezervinin tahmini 1.2 milyar tondur ve tablo 4’de görüldüğü üzere toplam rezervlerin% 72 si Türkiye’de bulunmaktadır. Buna karşılık hem üretim hem de ekonomik temelin payı Türkiye’de rezervlerle orantılı değildir. Bu nedenle ülkemizde bor minerali stratejik cevher ilan edilmiştir (30).

2.7. Borun Kullanım Alanları

2.7.1. Cam ve Seramik Endüstrisi

Bor ürünlerinin katkı maddesi olarak kullanıldığı sektörlerin başında cam ve seramik endüstrisi gelmektedir. Eriyik cam ara ürününe katkı olarak eklendiğinde oluşacak ürünün akışkanlığını artırmakta bununla birlikte dayanıklılığını yükseltmekte ve yüzey sertliğini arttırmaktadır. Bor içeren bazı cam ürünleri ise uzay endüstrisi ve nükleer reaktörlerde kullanılmaya başlamıştır (32,33).

Seramik endüstrisinde ise daha çok seramik sır üretiminde, porselen ve çini hamurunda kullanılmaktadır. Seramik sıra bor eklenmesiyle sıran çizilme direncinin ve mekanik gücünün arttığı gösterilmiştir (33,34).

2.7.2. İnşaat Sektörü

Bor katkısı çimentonun mukavemetini arttırmakta, su ve gaz geçirgenliği bakımından oldukça iyi özellikler ortaya koymaktadır. Hidratasyon ısısının düşük olmasına yardımcı olan bor katkısı büyük boyutlu betonların soğutma ihtiyacını önemli derecede en aza indirmektedir (35).

2.7.3. Temizlik Sektörü

Antiseptik ve su yumuşatıcı özelliklerinden dolayı deterjan ve sabunlara katkı maddesi olarak eklenmektedir. Ayrıca ağartıcı özelliğinden dolayı beyazlatıcı olarak kullanılabilir.

2.7.4. Alev Geciktiriciler

Bor alev geciktirici olarak birçok üründe (selülozik yalıtım, ahşap, tekstil ve pvc) kullanılmaktadır. Malzemenin üst yüzeyini kaplayarak oksijen ile temasını kesmekte ve yanmayı önlemektedir (36).

2.7.5. Sağlık Alanı

Bundan yaklaşık 40 yıl önce borun insan vücuduna herhangi bir etkisi olmadığı düşünülürken, özellikle son yıllarda yapılan çalışmalar sonrasında birçok sistem üzerine olumlu etkileri olduğu gösterilmiştir. Bor, osteogenezde önemli bir rol oynar ve eksikliğinin kemik gelişimini ve yenilenmesini olumsuz etkilediği gösterilmiştir (37,38). Yara iyileşmesi üzerine olumlu etkileri vardır. Östrojen ve testosteron metabolizmasını düzenlemeye yardımcıdır (39,40). D vitamini seviyelerini ve magnezyum emilimini artırdığı birçok çalışmada gösterilmiştir (41–43). Anti-inflamatuvar etkisi nedeniyle osteoartrit hastalarında kullanılmış ve yapılan çift kör insan çalışmalarında bor kullanımının plasebo grubuna oranla semptomları daha fazla azalttığı gösterilmiştir (44). Ayrıca antioksidan enzimlerin miktarını yükselttiği ve ağır metal toksisitesine karşı koruyucu olduğu bildirilmiştir (45). Penland ve ark. yapmış oldukları araştırmada bor kullanımının

beynin elektriksel aktivitesini ve bilişsel fonksiyonlarını artırdığı ve özellikle yaşlılar üzerinde hafıza üzerine olumlu etkileri olduğunu saptamışlardır (46).

2.7.6. Metalurji ve Malzeme Endüstrisi

Çelik üretiminde; üretim aşamasına bor ilavesi çeliğin dayanımını ve sertliğini arttırmaktadır. Bu alanda verimli ve sürdürülebilir ürünler elde edilmesi için bor büyük önem taşımaktadır.

2.7.7. Tarım

Bor, suyun ve besinlerin bitki gövdesinde taşınmasına yardımcı olmasından dolayı bitkilerin büyümesinde, gelişiminde, çekirdek oluşturmada ve ürün vermesinde görev almaktadır. Bu nedenle bitkilerin yetiştirildiği topraklara gübre amaçlı olarak bor ürünleri kullanılabilir. Yüksek doz bor kullanımı ise toksik etki oluşturabileceğinden herbisit olarak da kullanılabilir.

2.8. Bor Ürünleri

Endüstride kullanılan bor ürünleri, üretim aşamaları ve prosesleri ile kullanım alanları dikkate alınarak; ham bor, rafine bor ürünleri ve uç ürünler şeklinde 3 gruba ayrılmıştır (47).

2.8.1. Ham Bor Ürünleri

Tinkal, üleksit, kolemanit, hidroborasit, szaybelit ham bor ürünleri arasındadır. Ham bor ürünleri % 90 dolayında borik asit, boraks penta ve dekahidrat gibi rafine bor ürünleri üretiminde kullanılmaktadır (36)

2.8.2. Rafine Bor Ürünleri

Rafine bor ürünleri borun en çok tüketilen türevlerini oluşturmaktadır. Boraks pentahidrat, boraks dekahidrat, susuz boraks, borik asit, susuz borik asit, sodyum perborat, sodyum metaborat, sodyum oktaborat rafine bor ürünlerindendir.

2.8.3. Uç Bor Ürünleri

Uç ürünler, daha önce belirtilen ham ve rafine ürünlerden üretilirler. En önemli özelliklerini ileri teknoloji gerektiren yöntemler ile üretilmeleri oluşturmaktadır. Belli başlı uç ürünler arasında elementer bor, bor karbür, bor nitrür ve bor alaşımları (demirli, nikelli ve kobaltü) sayılabilir (36,48).

2.9. Hegzagonal Bor Nitrür Özellikleri ve Kullanım Alanları

Bor nitrür üstün kimyasal, elektriksel ve ısıl özelliklere sahip bir bileşik olup hegzagonal, würstitik ve kübik bor nitrür yapılarına rastlanmaktadır. Hegzagonal bor nitrür kristal yapısı, yumuşaklık, tabakalı yapıda olması ve kayganlık özellikleri nedeniyle grafit benzer. Bu nedenle beyaz grafit olarak da

adlandırılır. Hexagonal yapı altıgenler içindeki B-N atomları arasındaki güçlü kovalent bağlardan ve tabakalar arasındaki zayıf Van der Waals bağlarından oluşur (49). Doğada bulunmayan yapay bir malzeme olan hegzagonal bor nitrür, bor ve azot elementlerinin bir araya getirilmesiyle üretilmektedir.

Beyaz renkte ve zehirsizdir (50). Seramik malzemeler arasında 2,27 g/cm³ ile en düşük yoğunluklu olanıdır (51,52). Hegzagonal bor nitrür parçaları kolay işlenebilmekte, bu da malzeme maliyetini azaltmaktadır (53,54).

Yüksek sıcaklıklardaki refrakterliği, yapışmama özelliği, kimyasal inertlik, yüksek ısı iletkenliği, mükemmel ısı şok direnci, elektriksel yalıtkanlık, işlenebilirlik ve yağlayıcılık özellikleri nedeni ile çok geniş alanda toz ve yığın ürün olarak kullanılmaktadır(54,55). Hegzagonal bor nitrür bu özellikleri nedeniyle; kimya, metalurji, yüksek sıcaklık teknolojileri ve elektrik-elektronik gibi alanlarda geniş bir kullanım yeri bulmaktadır (56) . Bor nitrür nanomateryaller ve bor nitrür nano-tüpler, polimer kompozitler, gaz adsorbsiyonu, nano yalıtkan maddeler, elektron alan emisyonu, ultraviyole nanoelektronik gibi farklı uygulama alanlarına sahiptir (57). HBN yeni kompozitlerin sentezlenmesi için sıcak preslenebilir, dolgu ve kaplama malzemesi olarak kullanılabilir. Bor nitrürden elde edilen kompozit malzemeler, süper aşındırıcılar, kozmetik uygulamalar, ısı yönetimi, otomotiv sektöründe fonksiyonel kaplama ve cam sanayinde serbest ajan gibi birçok uygulama alanında hammadde olarak kullanılmaktadır (58). Bununla birlikte son yıllarda tıpın farklı alanlarında kullanılmak amacıyla çok sayıda çalışma da yapılmaktadır. HBN ün kullanım alanları tablo 5'te gösterilmiştir.

Tablo 5. HBN kullanım alanları

Yüksek sıcaklık aksamalarında katı yağlayıcı

Cam ve metal kalıpları için kalıp yağlayıcı

Aktif dolgu malzemesi, bağlayıcı ve plastikleştirici

Yüksek sıcaklık gresleri ve yağ katkısı

Yüksek basınçları iletici ilave

Metal üzerine kaplama ve buharlaştırıcı ünite

Grafit sıcak pres kalıplarında kaplama

Isıtıcı elemanlarda yalıtkan ortamı

Diğer bor içerikli ürünlerde bor kaynağı

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Çalışmamız, Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı tarafından, Gazi Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği bölümünün ve TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi Makine Mühendisliği bölümünün laboratuvarları kullanılarak yapılmıştır. Mekanik test için kullanılan numuneler Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi ameliyathanesinde 20 ± 2 °C sıcaklıkta standardize edilerek hazırlanmıştır.

3.1. Numune Hazırlığında Kullanılan Malzemeler ve Cihazlar

3.1.1. Akrilik Kemik Çimentosu

Çalışmamızda 40 gramlık Biomet® Bone cement (Biomet Orthopaedics Switzerland GmbH Riedstrasse 6) marka standart, antibiyotiksiz radyopak kemik çimentosu kullanılmıştır.

3.1.2. Hegzagonal Bor Nitrür

Toz halindeki hegzagonal bor nitrür Ulusal Bor Araştırma Enstitüsünden temin edilmiştir.

3.1.3. Hassas Terazî

Çimentoların ve bor materyalinin gramajlarını ölçmek amacıyla Kern PCB 3500-2 (Schramberg, Germany) marka hassas terazi kullanılmıştır (Resim 1). Her

bir gramaj ölçümü yapılırken ayrı kaplar kullanılarak ölçülen bor gramajlarının daha güvenilir olması amaçlanmıştır. Ölçümler yapılmadan önce kapların darası alınarak terazi sıfırlandıktan sonra ölçümler yapılmıştır.

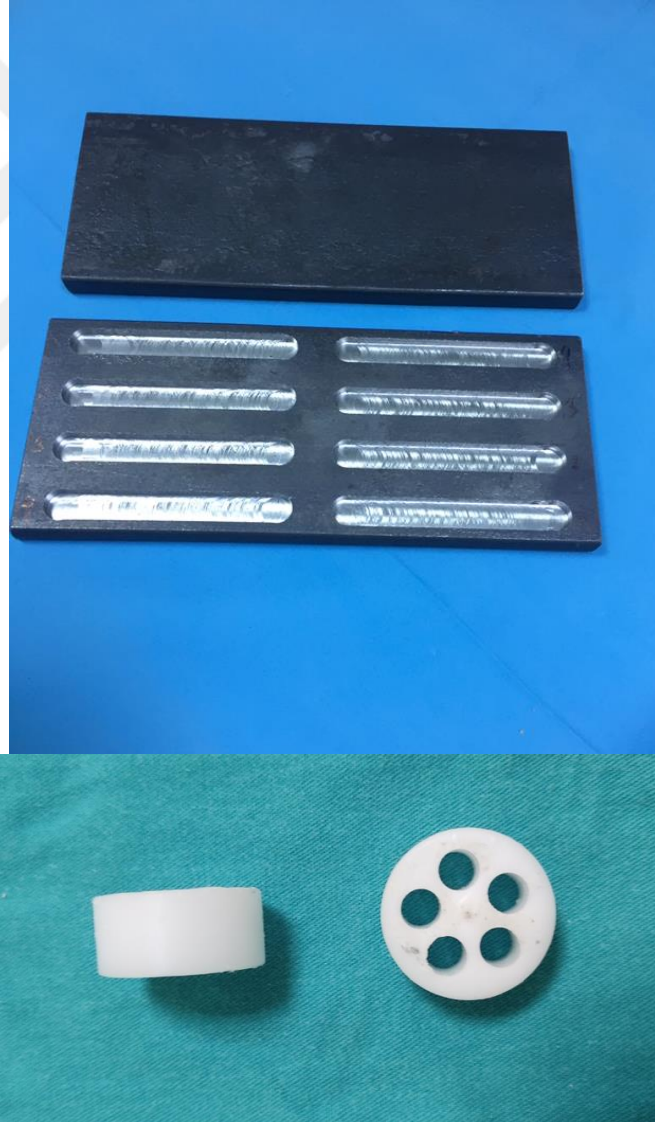


Resim 1. Kern PCB 3500-2 (Schramberg, Germany) marka hassas terazi

3.1.4. Mekanik Test İçin Kullanılan Çimento Kalıpları

Mekanik bükülme dayanımı testlerini yapmak için ISO 5833 Yönetmeliği'ne uygun olarak, numuneler $75 \times 10 \times 3,3$ mm boyutlarında dikdörtgen prizma şeklinde hazırlanmıştır (Resim 2). Kompresyon testlerini yapmak için ise yine ISO 5833 Yönetmeliğine uygun olarak 6 mm çapında 12 mm

uzunluğunda silindirik şekilde kalıp hazırlanmıştır (Resim 2). Bu standart kalıpları hazırlamak için NC-Z CNC tezgah kullanılmıştır. Kalıp kesimlerinde bilgisayar sistemleri eşliğinde hata payı mümkün olan en az seviye indirilmiştir. Aynı anda bükülme testi için 8, kompresyon testi için 5 numune hazırlanması sağlanacak çelik ve plastik döküm kalıpları yaptırılmıştır. Bu kalıplar ile çalışmamızdaki materyaller hazırlanmıştır.



Resim 2. Numuneleri hazırlamak için kullanılan kalıplar

3.1.5. Çekme Basma Deney Cihazı

Numunelerin mekanik dayanıklılığını ölçmek için 50 kN kuvvetine kadar olan bükme testlerinde Instron ® 3369 (Norwood Massachusetts, USA) marka cihaz sistemi kullanılmıştır (Resim 3). Kompresyon testleri için ise Instron ® 3369 (High Wycombe, UK) marka cihaz sistemi kullanılmıştır.

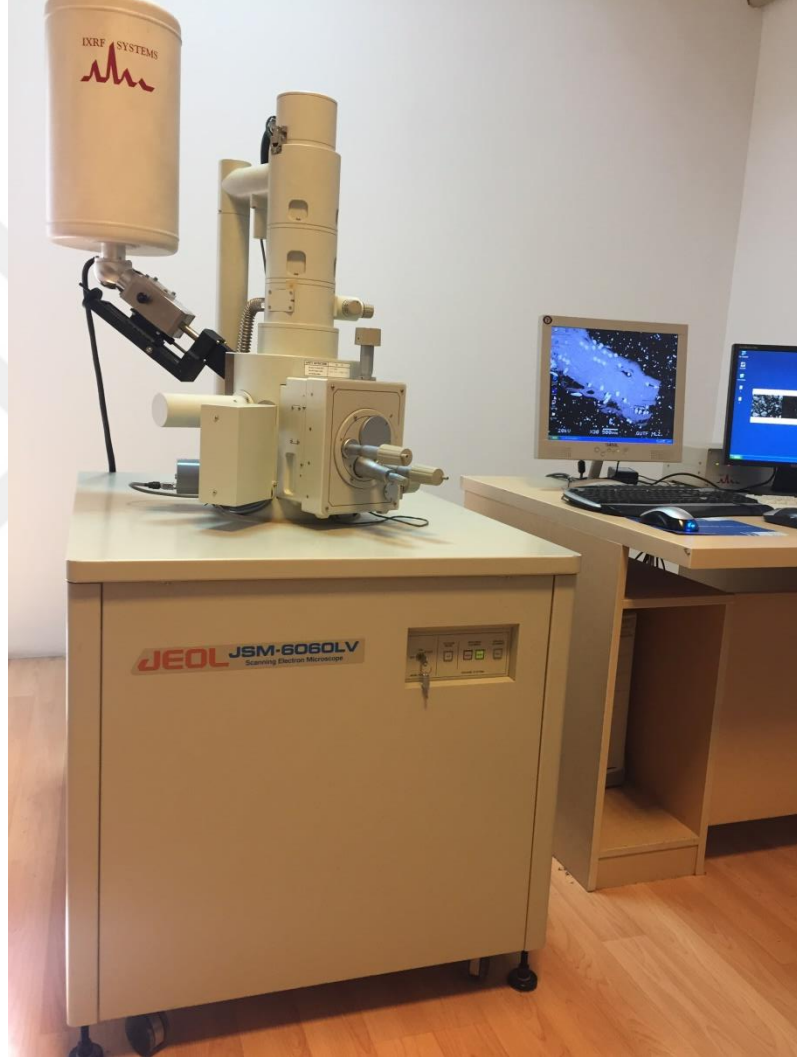


Resim 3. Instron ® 3369 (Norwood Massachusetts, USA) marka cihaz sistemi

3.1.6. Elektron Mikroskopu

Kontrol numunesinin ve farklı miktarlardaki bor içerikli numunelerin rastgele seçilen 1/8 lik parçalarının yüzeylerinin elektron mikroskopu ile incelenip

karşılaştırılması için Jeol JSM-6060 LV (Dearborn Road, USA) marka dijital ve bilgisayar kontrollü elektron mikroskobu kullanılmıştır (Resim 4).



Resim 4. Jeol JSM-6060 LV (Dearborn Road, USA) marka dijital ve bilgisayar kontrollü elektron mikroskobu

3.2. Numunelerin Hazırlanışı

Numuneler ameliyathane ortamında Biomet® Bone cement marka 40 gr radyopak çimento kullanılarak hazırlanmıştır. Katkısız kontrol grubu ile birlikte dört farklı konsantrasyonda (40 gr kemik çimentosu / 0,5 gr, 1 gr, 1.5 gr, 2 gr) hegzagonal bor nitrür kullanılarak numuneler elde edilmiştir.

3.2.1. Mekanik Test İçin Numunelerin Hazırlanması

Çalışmamızda mekanik testler için hazırlanacak numuneler için ameliyathane ortamında yaklaşık 20 ± 2 °C de önceden hazırlanarak yapılan 75 x 10 x 3,3 mm boyutlarında dikdörtgen prizma şeklinde çelik kalıplar ve 6 mm çapında 12 mm uzunluğunda silindir şeklinde plastik kalıplar kullanıldı. Numuneler elle karıştırma yöntemi ile hazırlandı. 40 gr çimento tozu ve belirtilen miktarlardaki hegzagonal bor nitrür tozları homojenize edilmek amacıyla bir kapta sıvı komponent eklenmeden önce karıştırıldı. Daha sonra bu karışıma çimentonun sıvı komponenti eklenerek iki dakika boyunca çimentolar karıştırıldı. İkinci dakikadan itibaren hazırlanan numuneler kıvamı uygun hale geldiğinde kalıplara dökülerek donmaları beklendi. Hazırlanan numuneler makroskopik olarak değerlendirilip düzgün yüzeyli olmayan hatalı sonuç verebilecek numuneler çalışmadan çıkarıldı. Numuneler bir adet kontrol grubu ve dört adet farklı konsantrasyonda hegzagonal bor nitrür içeren grup olmak üzere beş gruba ayrıldı. Kompresyon testi için her grupta 8 adet, dört nokta bükme testi için her grupta 10 adet numune olacak şekilde düzgün yüzeyli standart numuneler seçilerek gruplara ayrıldı. ISO 5833 standartlarına göre 24 saat boyunca yaklaşık 23 °C de iyice donması ve sertleşmesi beklenen numuneler 24 saatin sonunda

mekanik testler için hazır hale geldi. Dört nokta bükme testleri Gazi Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği bölümü laboratuvarlarında Instron ® 3369 marka test sistemi ile uygulandı. Numunelere bükme testi uygulanırken hassas uzunluk ölçer kullanılarak destek noktaları arası ölçümler yapıldı. Standartlara uygun olarak alt tarafta destek noktalarının uzaklıkları 60 mm, üst tarafta destek noktalarının uzaklıkları ise 20 mm olacak şekilde ayarlandı. Test için kullanılacak numunelerin orta noktalarına hassas uzunluk ölçer yardımı ile işaret konularak uygun pozisyonda dört nokta bükme testi yapıldı (Resim 5). ISO 5833:2002 standartlarına göre cihazın hızı dakikada 5 mm olacak şekilde ayarlandı. Numunelerin dayanacakları maksimum MPa değeri kırıldıkları andaki değerler baz alınarak belirlendi. Kompresyon testleri için TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü laboratuvarları kullanıldı. Instron 3369 (High Wycombe, UK) marka cihaz ile kompresyon testleri uygulandı. ISO 5833:2002 standartlarına uygun olarak ameliyathane şartlarında hazırlanan 6 mm çapında 12 mm uzunluğunda silindirik şeklindeki numunelere kompresyon testleri yapıldı (Resim 6). Cihazın basma hızı standartlara göre dakikada 25 mm olacak şekilde ayarlandı. Test sonucunda numunelerin deformasyona uğradığı basınç değerleri, basma yükü-basma uzaması grafikleri üzerinden belirlenerek numunelerin dayanım gösterdiği MPa değerleri hesaplandı.

Dört nokta bükme ve kompresyon testindeki sonuçlar MPa cinsinden kuvvet dayanımlarına göre değerlendirildi. Bükülme testi için numunelerin dayanacakları maksimum MPa kuvveti kırıldıkları andaki değerler baz alınarak

ölçüldü. Kompresyon testinde ise basma yükü-basma uzaması grafikleri üzerinden numunelerin deformasyona uğradığı maksimum basınç değerleri çıkarılarak MPa değerleri hesaplandı.



Resim 5. Dört nokta bükme testi uygulaması



Resim 6. Kompresyon testinin uygulanışı

3.3. İstatistiksel Analiz

Araştırma verilerinin istatistiksel analizleri için Statistical Package for Social Sciences (SPSS), Windows için sürüm 22.0 (SPSS Inc. Chicago, USA) bilgisayar paket programı kullanılmıştır. Sürekli değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu görsel (histogram ve olasılık grafikleri) ve analitik yöntemler (Kolmogorov-Smirnov/Shapiro-Wilk testleri) kullanılarak değerlendirilmiştir. Yapılan normallik analizleri sonucu sürekli değişkenlere ait verilerin normal dağılmadığı saptanmıştır. Tanımlayıcı istatistikler kısmında sürekli değişkenler mean (ortalama), standart sapma (ss), medyan değer, minimum ve maksimum değer ile sunulmuştur. Beş grup arasındaki karşılaştırma analizleri için Kruskal Wallis Testi kullanılmıştır. Grupların ikili karşılaştırmaları arasında ölçülen sürekli değişkenler yönünden farkın önemliliği Mann Whitney U testi ile araştırılmıştır.

Boz konsantrasyonu ile MPa ölçümlerinin ilişkisi Spearman Korelasyon testi ile incelenmiştir.

Bu çalışmada istatistiksel anlamlılık düzeyi $p<0,05$ olarak kabul edilmiştir.



4. SONUÇLAR

4.1. Mekanik Sonuçlar

4.1.1. Kompresyon Testi

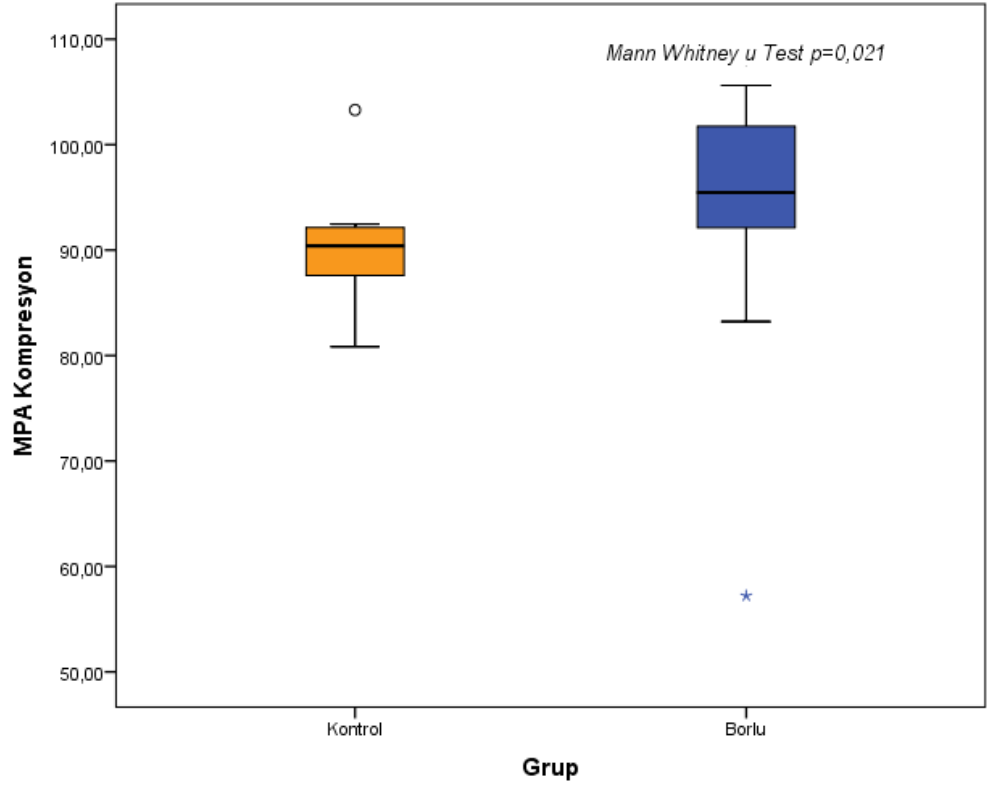
Bu çalışmada kontrol grubu ve dört farklı konsantrasyondan (40 gr PMMA/ 0.5 gr, 1 gr, 1.5 gr, 2 gr) oluşan bor gruplarına ait kompresyon testi sonucundaki MPa (Megapaskal) değerlerine ait tanımlayıcı bulgular tablo 6'da sunulmuştur.

Tablo 6. Gruplar Arasında Dozlara göre Kompresyon Testi MPa Değerleri

	Ortalama±ss	Medyan (min-maks)	IQR(25p-75p)
Kontrol (n=8)	90,5±6,4	90,4 (80,8-103,3)	86,6-92,3
Grup 0.5- 0,5 gr (n=8)	103,9±1,6	103,8 (101,2-105,6)	102,6-105,4
Grup 1 - 1 gr (n=8)	91,3±14,1	95 (57,2-100,9)	92,5-99,3
Grup 1.5 -1,5 gr (n=8)	96,1±3,9	95,2 (91,9-102,3)	92,5-100
Grup 2 - 2 gr (n=8)	89,9±4,5	89,4 (83,2-95,9)	86-94,3
BOR, toplam (n=32)	95,3±9,2	95,5 (57,2-105,6)	92,1-101,9

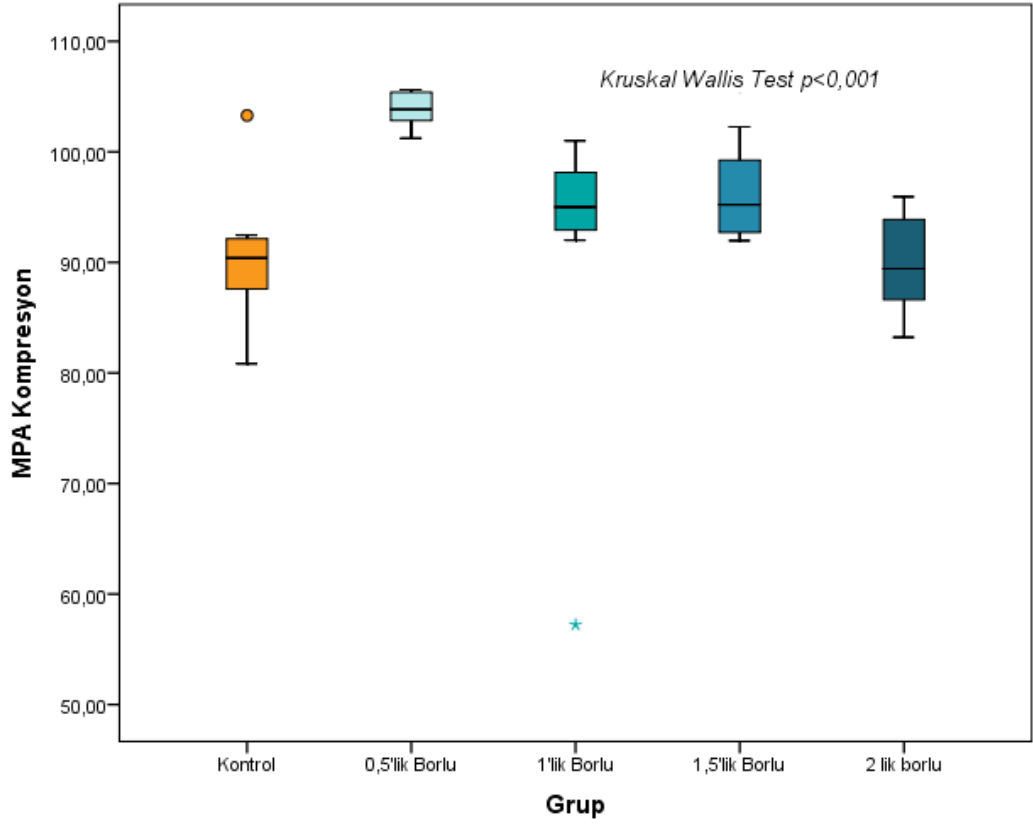
IQR: Çeyrekler arası fark

Bu çalışmada kontrol grubunda kompresyon testi MPa değeri ortalama değeri 90,4 iken, borlu grupta (n=32) ise 95,5 saptanmıştır. Buna göre bor grubunun MPa değerinin daha yüksek olduğu ve gruplar arasındaki bu farkın Mann Whitney U testine göre istatistiksel olarak anlamlı olduğu tespit edilmiştir (p=0,021) (şekil 2).



Şekil 2. Kontrol ve Bor gruplarında kompresyon testine ait MPa ölçümleri
(^o, * : uç veriler)

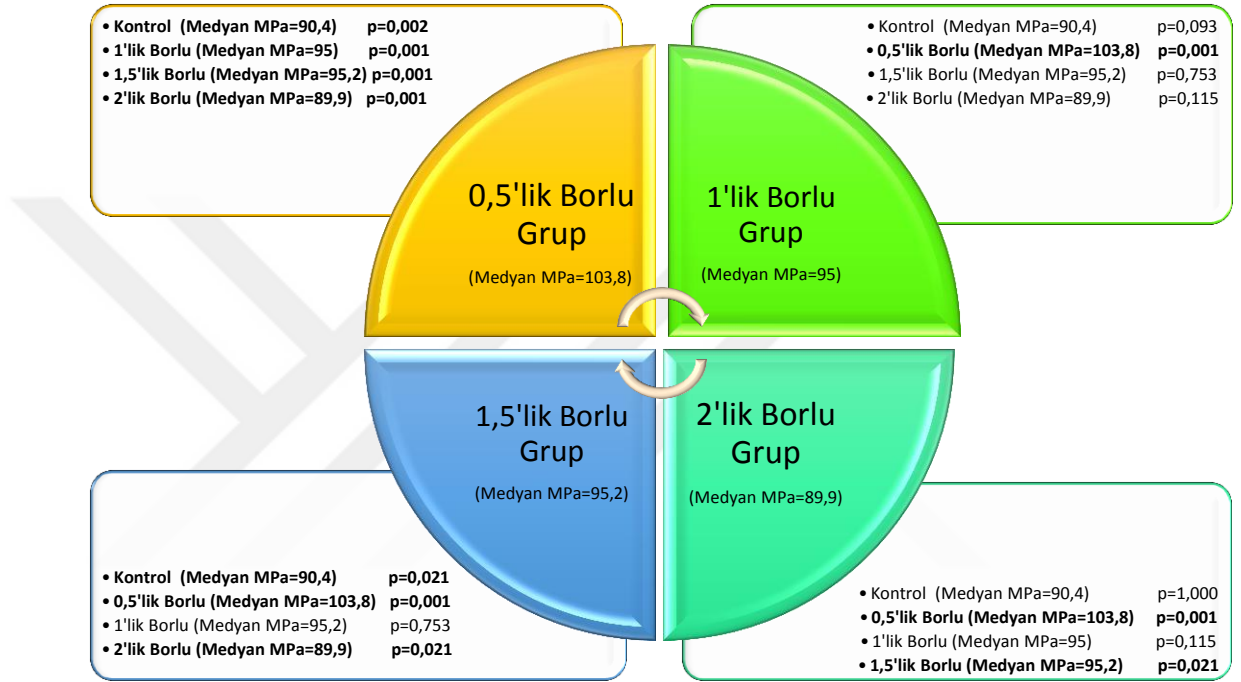
Çalışmaya dahil edilen kontrol grubu dâhil dört farklı bor konsantrasyonuna ait bor dozlarının kompresyon testi MPa ölçümlerinin gruplar arasında anlamlı farklı olduğu tespit edilmiştir ($p<0,001$) (Şekil 3).



Şekil 3. Farklı bor konsantrasyonlarına ait kompresyon testine ait MPa ölçümleri
(^o, * : uç veriler)

Dört farklı bor konsantrasyon grubunun kontrol ve diğer konsantrasyon grupları arasında ikili grup karşılaştırma sonuçları şekil 4'te sunulmuştur. Bu sonuçlar incelendiğinde grup 0.5'in kompresyon testi medyan MPa değeri 103,8 olarak bulunmuştur. Bu değer; kontrol grubundan (p=0,002), grup 1'den (p=0,001), grup 1.5'ten (p=0,001) ve grup 2'den (p=0,001) anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur. Grup 1.5'in kompresyon testi MPa medyan değeri 95,2'dir ve bu değer kontrol grubunun (p=0,021) ve grup 2'nin (p=0,021) MPa değerlerinden daha yüksek bulunurken, grup 0.5'in MPa değerinden düşük olduğu tespit edilmiştir. Grup 2'nin kompresyon testi MPa medyan değerinin ise grup 0.5 (p=0,001) ve grup 1.5 (p=0,021) MPa değerlerinden anlamlı daha düşük olduğu

tespit edilmiştir. Grup 2'nin kompresyon testi MPa değerleri ise kontrol grubu ile benzerlik göstermiştir ($p>0,05$).

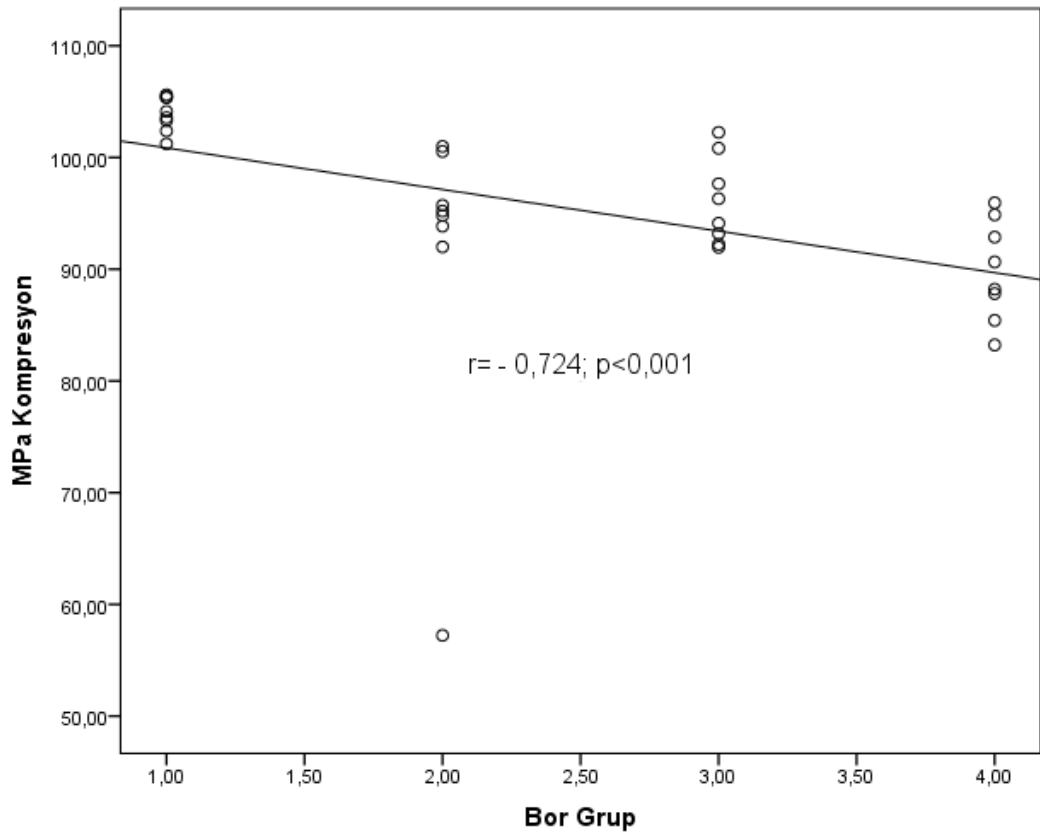


Şekil 4. Farklı bor konsantrasyonlarına ait kompresyon testi MPa ölçümlerine ait karşılaştırma analizi sonuçları

Bor grubunun tamamında bor konsantrasyonu ile kompresyon testi MPa değerleri arasında anlamlı negatif yönlü kuvvetli bir ilişki olduğu saptanmıştır ($r=-0,724$; $p<0,001$) (Tablo 7). Buna göre bor konsantrasyonu arttıkça kompresyon testinde MPa değerlerinin azaldığı dikkat çekmiştir (Şekil 5).

Tablo 7. Kompresyon testinde Doz-MPa Ölçümü ilişkisi

	r	P
Bor konsantrasyonu (n=32)	-0,724	<0,001
r_s: Spearman korelasyon katsayısı		



Şekil 5. Kompresyon Testinde Bor doz- MPa ilişkisi

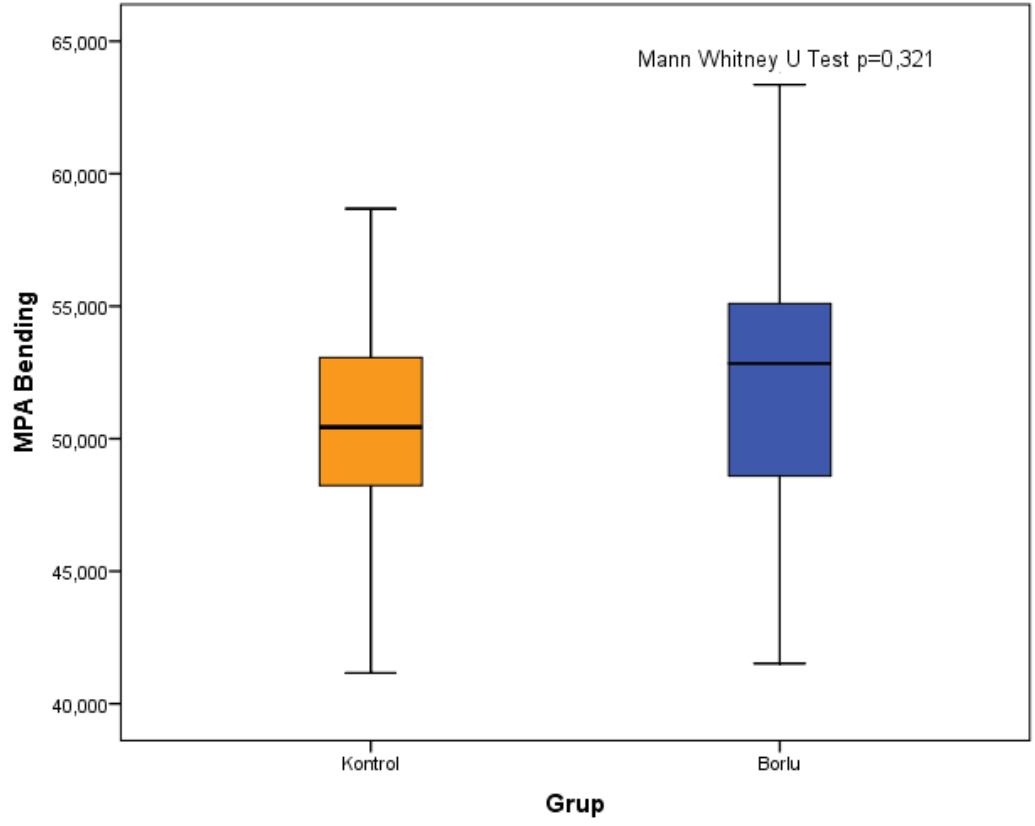
4.1.2. Dört nokta bükülme testi

Bu çalışmada kontrol grubu ve dört farklı konsantrasyondan oluşan bor gruplarına ait dört nokta bükülme testi sonucundaki MPa (Megapaskal) değerlerine ait tanımlayıcı bulgular tablo 8’de sunulmuştur.

Tablo 8. Gruplar Arasında Dozlara göre Dört Nokta Bükülme Testi MPa Değerleri

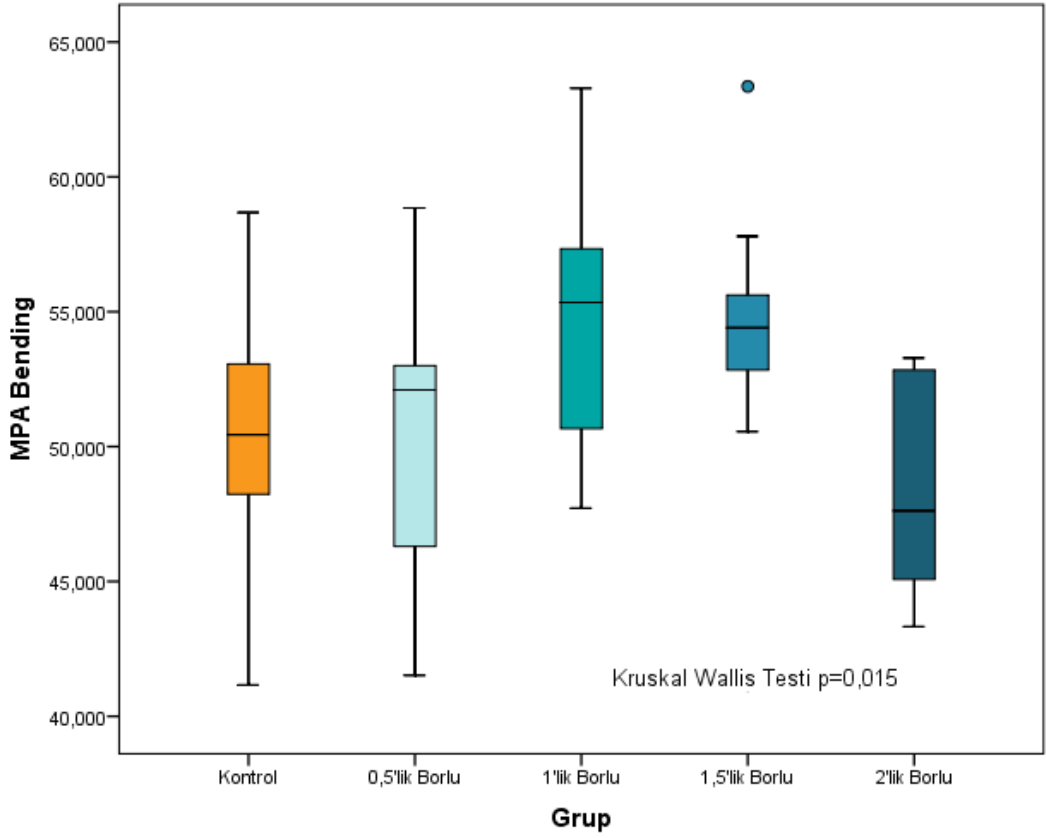
	Ortalama $\pm$ ss	Medyan (min-maks)	IQR(25p-75p)
Kontrol (n=10)	50,6 $\pm$ 4,6	50,4 (41,1-58,7)	48,1-53,4
Grup0.5-0,5 gr (n=10)	50,7 $\pm$ 5,1	52,1 (41,5-58,8)	45,9-53,3
Grup 1-1 gr (n=10)	55,1 $\pm$ 5,2	55,3 (47,7-63,3)	50-58,5
Grup 1.5-1,5 gr (n=9)	54,7 $\pm$ 3,9	54,4 (50,6-63,4)	51,9-56,7
Grup 2-2 gr (n=10)	48,5 $\pm$ 3,9	47,6 (43,3-53,3)	45-52,9
BOR (n=39)	52,2 $\pm$ 5,2	52,8 (41,5-63,4)	48,2-55,3

Bu çalışmada kontrol grubunda dört nokta bükülme testi MPa değeri ortanca değeri 50,4 borlu grupta (n=39) ise 52,8 saptanmıştır. Bor grubunun MPa değeri ile kontrol grubu MPa değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı tespit edilmiştir (p=0,321) (şekil 6).



Şekil 6. Kontrol ve Bor gruplarında bükülme testine ait MPa ölçümleri

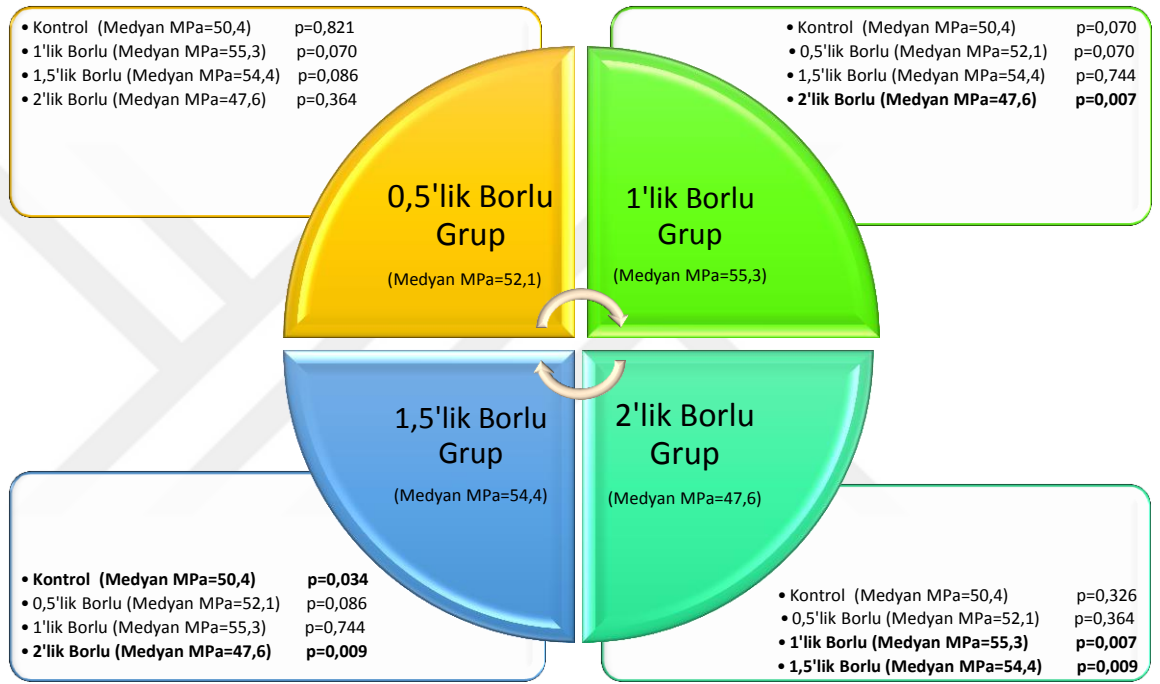
Kontrol grubu dâhil dört farklı bor konsantrasyonuna ait bor dozlarının dört nokta bükülme testi MPa ölçümlerinin gruplar arasında anlamlı farklı olduğu tespit edilmiştir ($p=0,015$) (Şekil 7).



Şekil 7. Farklı bor konsantrasyonlarına ait bükülme testine ait MPa ölçümleri
(°: uç veri)

Şekil 8’de dört farklı bor konsantrasyon grubunun kontrol ve diğer konsantrasyon grupları arasında ikili grup karşılaştırma sonuçları sunulmuştur. Bu sonuçlar incelendiğinde Grup 0.5’in dört nokta bükülme testi medyan MPa değeri 52,1’dir ve bu değer kontrol grubu ve diğer borlu konsantrasyon gruplarının bükülme testi MPa değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı farklı bulunmamıştır ($p>0,05$). Grup 1’in bükülme testi MPa medyan değeri 55,3’tür ve bu değer kontrol grubunun ($p=0,070$), grup 0.5’in ($p=0,070$) ve grup 1.5’in ($p=0,744$) MPa değerleri ile benzer bulunmuştur. Grup 2’nin MPa değerinden (medyan=47,6) ise istatistiksel olarak anlamlı yüksek olduğu tespit edilmiştir ($p=0,007$). Grup 1.5’in

bükülme testi MPa medyan değerinin ise kontrol grubu ($p=0,034$) ve grup 2 ($p=0,009$) MPa değerlerinden anlamlı daha yüksek olduğu tespit edilmiştir.

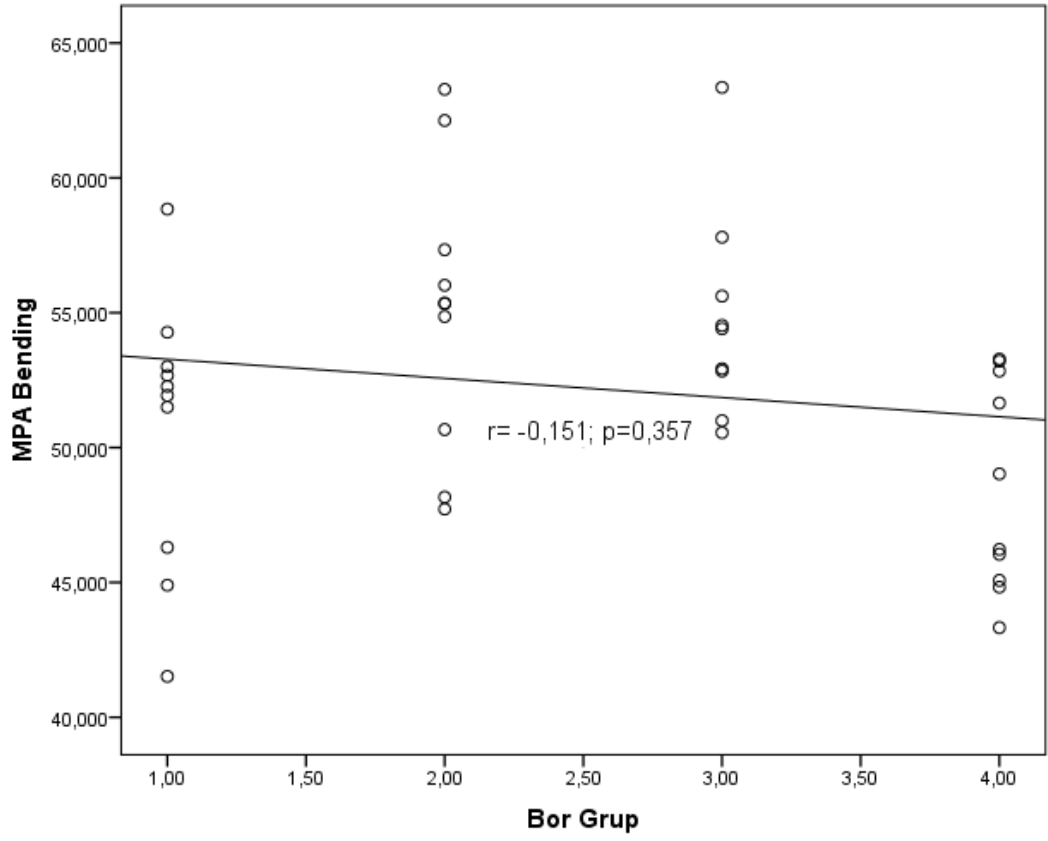


Şekil 8. Farklı bor konsantrasyonlarına ait bükülme testi MPa ölçümlerine ait karşılaştırma analizi sonuçları

Bu çalışmada bor konsantrasyonu ile dört nokta bükülme testi MPa değerleri arasında anlamlı bir ilişki saptanmamıştır ($r= -0,151$; $p=0,357$) (Tablo 9) (Şekil 9).

Tablo 9. Bükölme testinde Doz-MPa Ölçümü ilişkisi

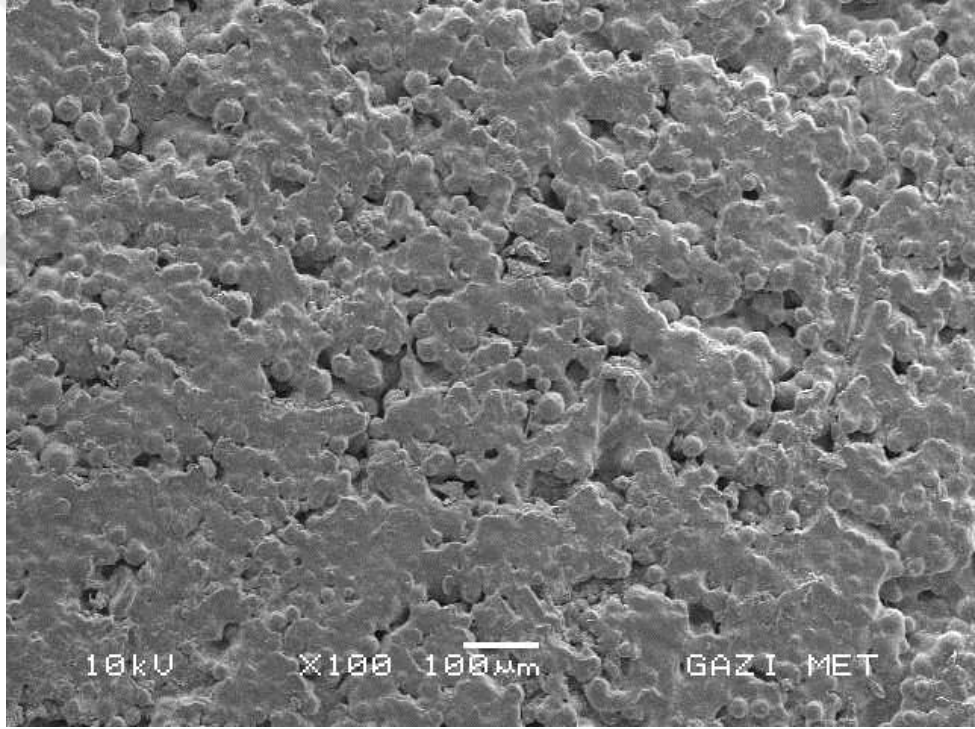
	r	p
Bor konsantrasyonu (n=39)	-0,151	0,357
r_s: Spearman korelasyon katsayısı		



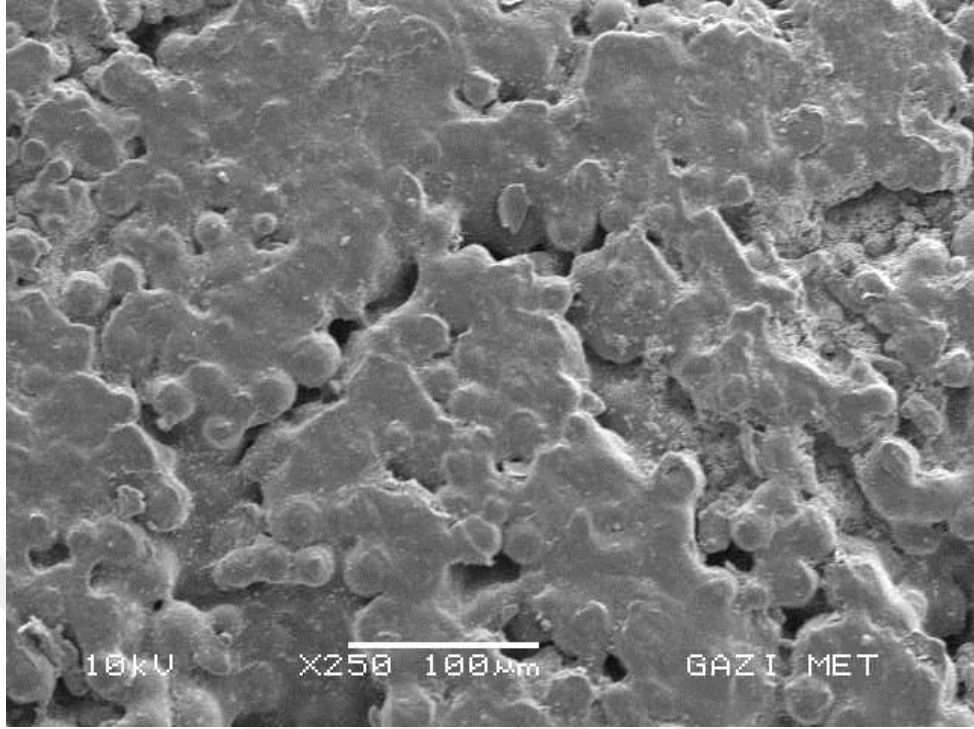
Şekil 9. Bükölme Testinde Bor doz- MPa ilişkisi

4.2. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi

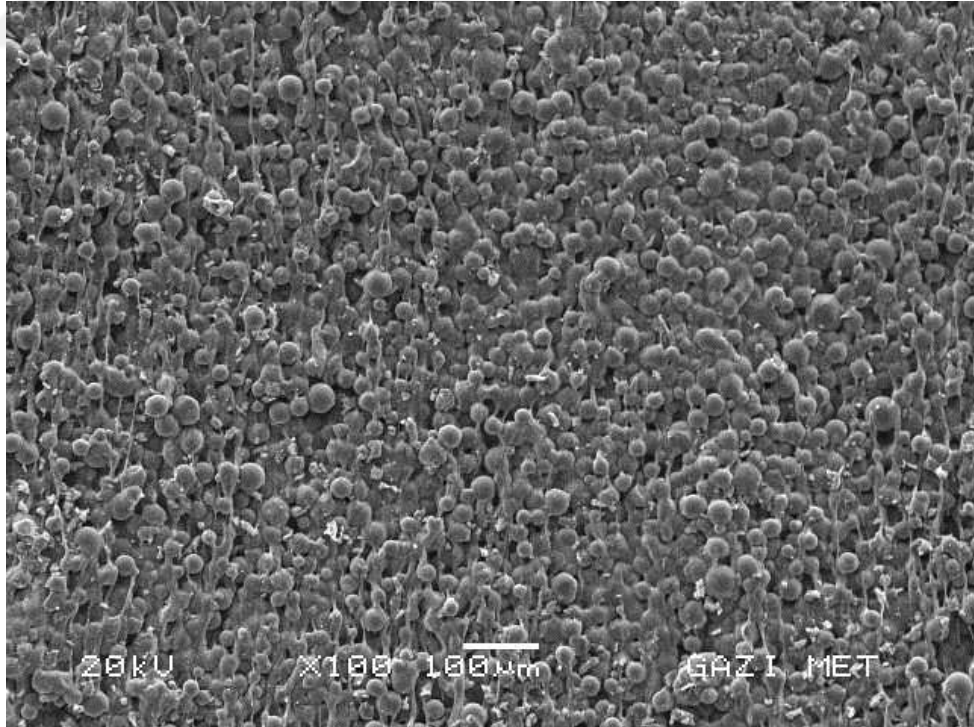
Hazırlanan kontrol grubu ve bor katkılı çimento numunelerinden her gruptan rastgele örnekler alınarak Gazi Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği bölümünde elektron mikroskopuyla incelenmiştir. 100X ve 250X büyütmeler yapılarak görüntüler alınmıştır.



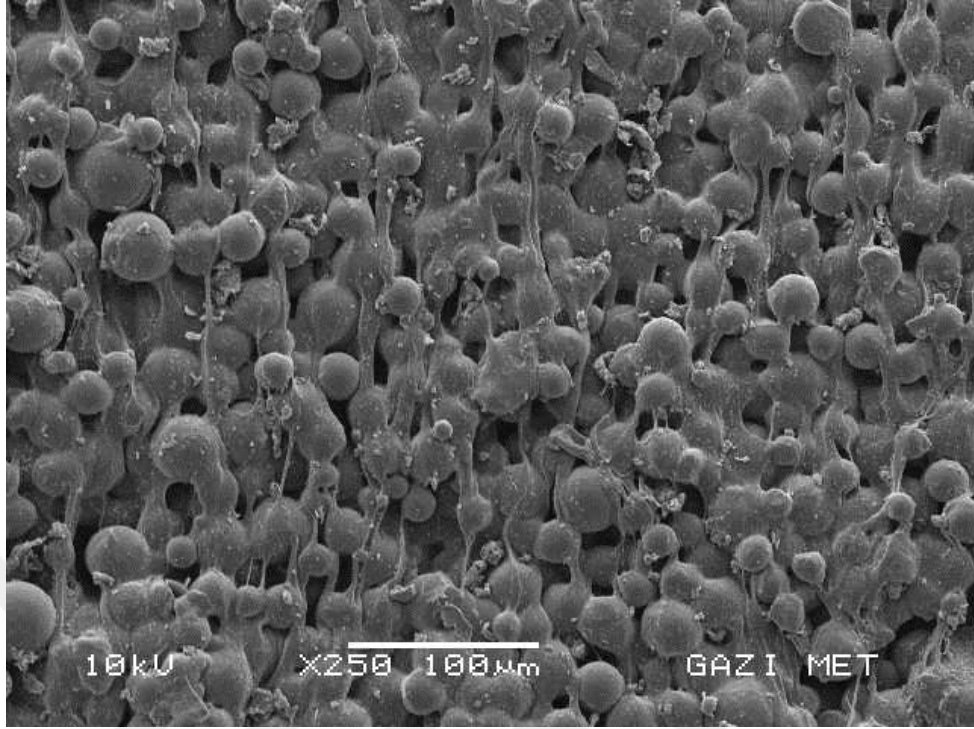
Resim 7. Kontrol grubu çimentonun elektron mikroskopunda 100 X büyütmesi



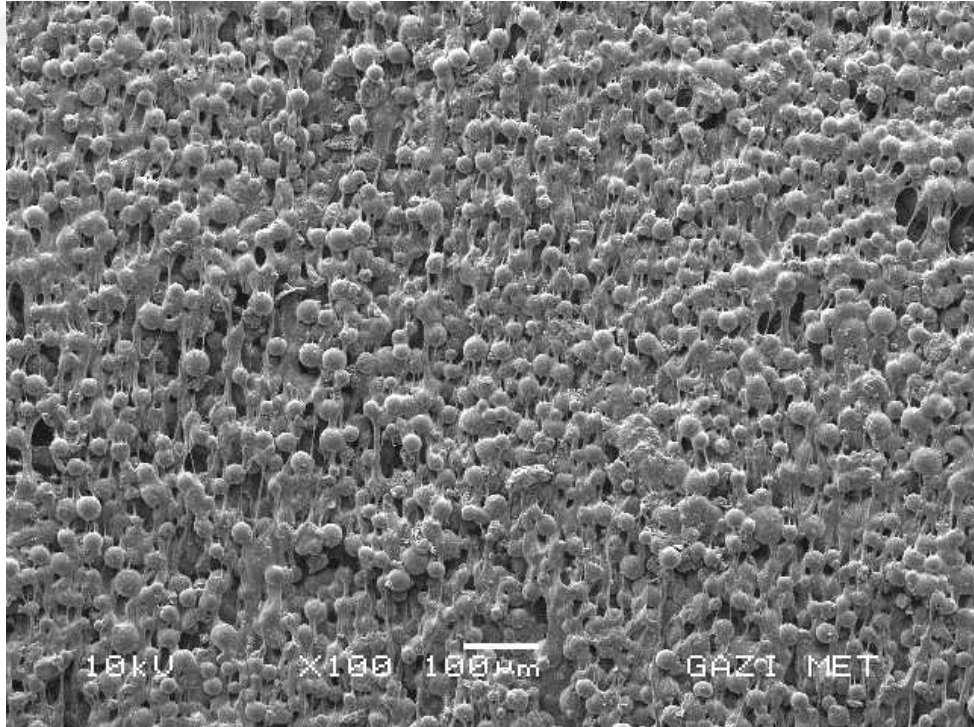
Resim 8. Kontrol grubu çimentonun elektron mikroskopunda 250 X büyütmesi



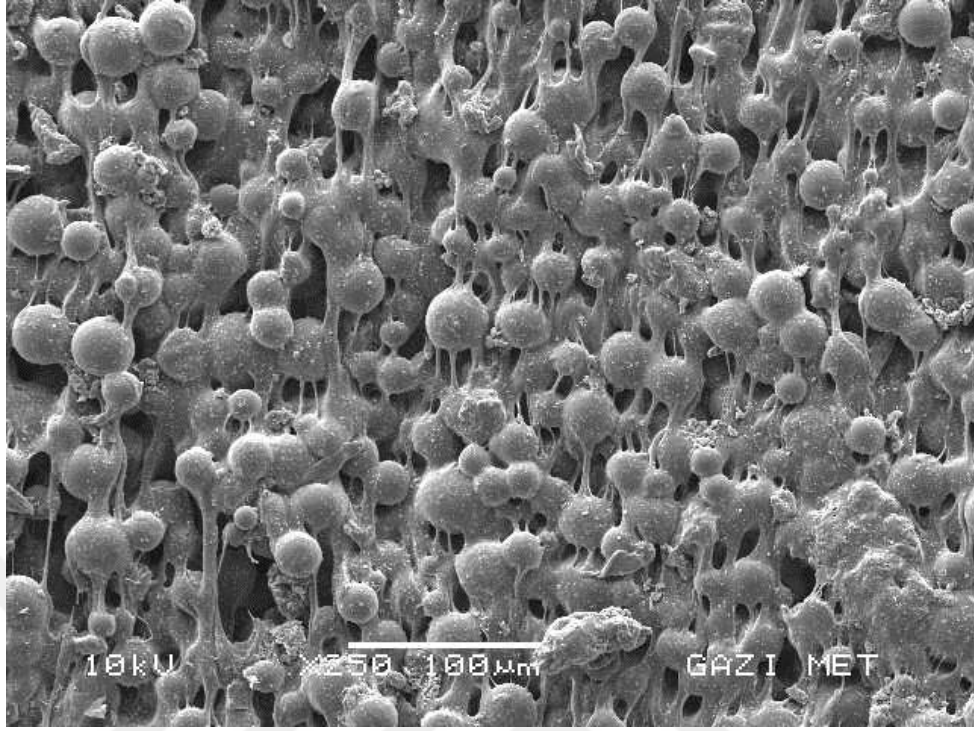
Resim 9. 0.5 gr HBN içeren çimentonun elektron mikroskopunda 100 X büyütmesi



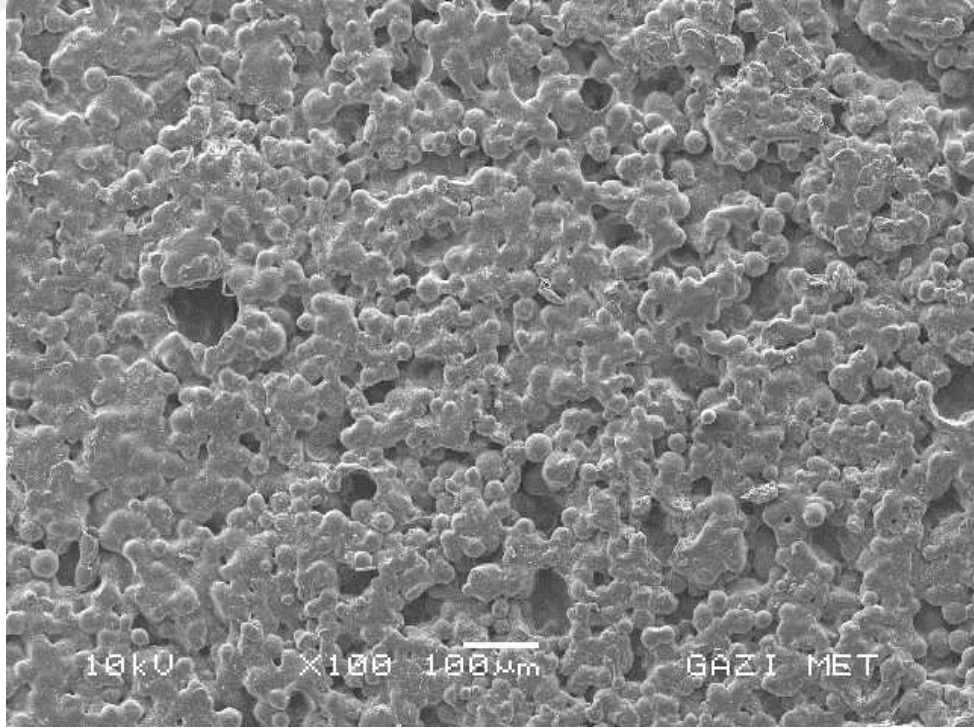
Resim 10. 0.5 gr HBN içeren çimentonun elektron mikroskopunda 250 X büyütmesi



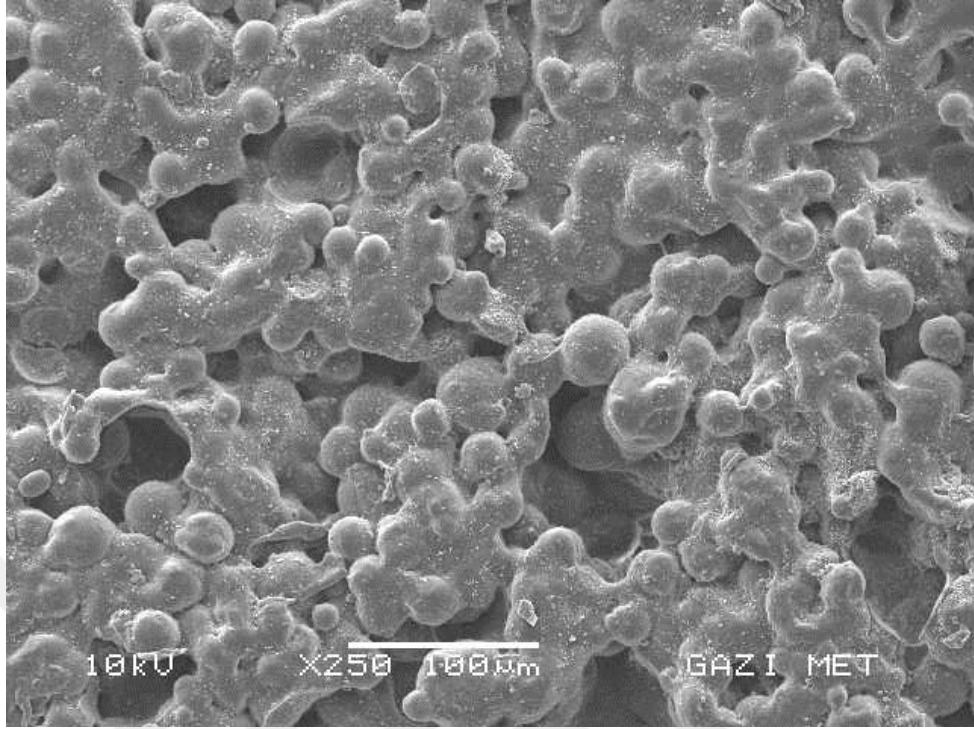
Resim 11. 1 gr HBN içeren çimentonun elektron mikroskopunda 100 X büyütmesi



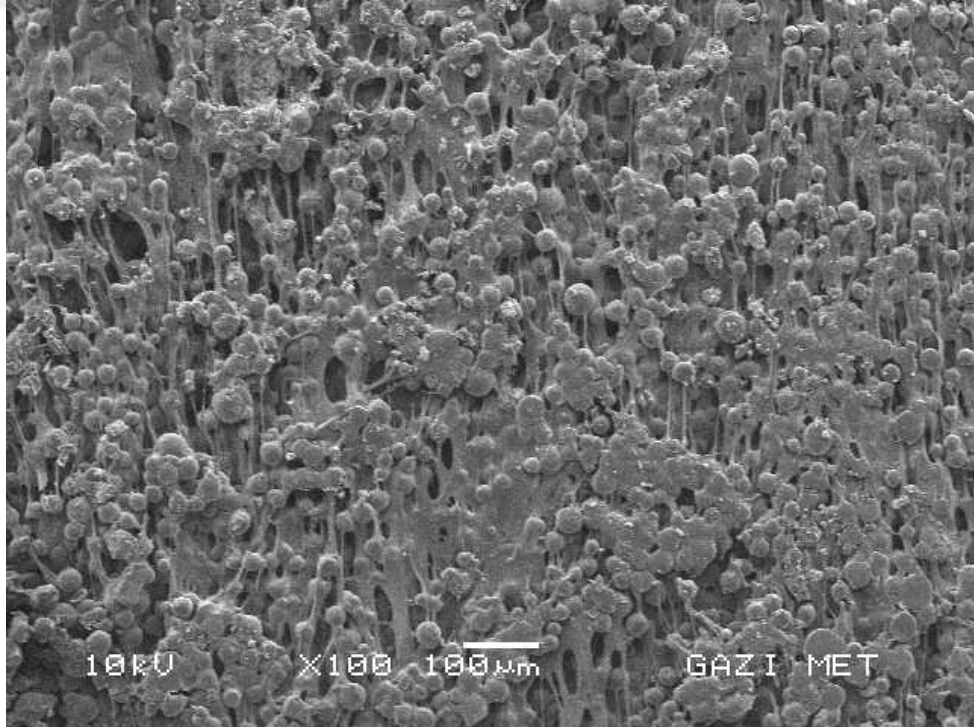
Resim 12. 1 gr HBN içeren çimentonun elektron mikroskopunda 250 X büyütmesi



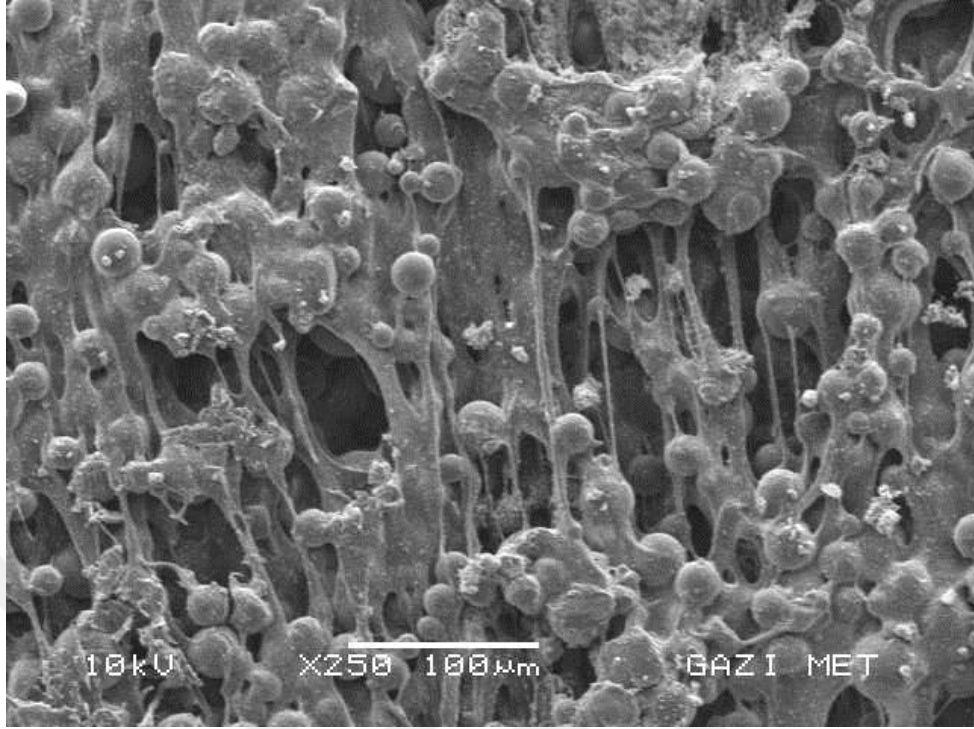
Resim 13. 1.5 gr HBN içeren çimentonun elektron mikroskopunda 100 X büyütmesi



Resim 14. 1.5 gr HBN içeren çimentonun elektron mikroskopunda 250 X büyütmesi



Resim 15. 2 gr HBN içeren çimentonun elektron mikroskopunda 100 X büyütmesi



Resim 16. 2 gr HBN içeren çimentonun elektron mikroskopunda 250 X büyütmesi

Elektron mikroskopisi görüntülerini incelediğimizde; kontrol grubuna göre 0,5 gr HBN eklenen çimentoda belirgin bir porozite artışı görülmemiştir (Resim9-10). Bu iki grubun elektron mikroskopik görüntüleri oldukça benzerdir. 1 gr ve 1,5 gr HBN eklenen grupta minimal porozite artışı olduğu görülmüştür (Resim 11-12-13-14). Ancak 2 gr HBN eklenen grupta ise belirgin porozite artışı dikkat çekmiştir (Resim 15-16). Bu sonucun mekanik testlerde de özellikle 2 gr HBN eklenen gruptaki numunelerin kompresyon ve dört nokta bükülme test sonuçlarının daha düşük olması ile korele olduğu izlenmiştir.

5. TARTIŞMA

Kemik çimentoları ortopedik cerrahilerde en sık kullanılan malzemelerden biridir. Eklem artroplastilerinde daha sık olmak üzere vertebra kırıkları, kemik defektine sebep olan tümör cerrahileri sonrası defekt alanını doldurma amaçlı kullanılabilmektedir. Yirminci yüzyılın ortalarından itibaren diz ve kalça artroplasti cerrahilerinde yaygın kullanılmaya başlanan kemik çimentoları, gelişen uygulama yöntemleri ve nanoteknoloji bilimindeki gelişmelere paralel olarak hala gelişime açık bir konu olarak görülmektedir. Son yıllardaki teknolojik gelişmelere rağmen kemik çimentosuna bağlı gevşeme problemleri halen en önemli komplikasyonlardan biri olarak görülmektedir. Kemik çimentosunun biyomekanik özellikleri ile kemik dokununun farklı olması, yük dağılımının normal mekaniğini bozmasından dolayı gevşemeye neden olduğu düşünülmektedir. Bunun dışında enfeksiyon da önemli gevşeme sebeplerinden biridir. Literatüre baktığımızda kemik çimentosuna birçok katkı maddesi eklenerek hem mekanik dayanımın artırılması amaçlanmış hem de antimikrobiyal özelliğin geliştirilmesi amaçlanmıştır. Özellikle son otuz yılda, bu eksiklikleri gidermek için katkı maddeleri geliştirilmiştir (59).

Biz de bu doğrultuda çalışmamızda kemik çimentosuna belirli konsantrasyonlarda HBN ekleyerek kemik çimentosunun mekanik özelliklerinin ne şekilde etkilendiğini göstermeyi amaçladık. Literatür taraması sonucunda PMMA kemik çimentosuna bor eklenmesiyle ilgili çok fazla bir çalışma yapılmadığını gördük.

Endüstriyel alanda bor kullanımının; özellikle seramik ve metalurji alanlarında kullanıldığında mekanik dayanıklılık üzerine olumlu etkileri olduğu bilinmektedir. İnşaat alanında kullanılan çimentolarda, seramik sırlarda, çelik sanayide bor kullanılmasıyla bu maddelerin dayanıklılıklarının arttığı gösterilmiştir (33–35). Bor ile ilgili yapılan diğer çalışmalar, bu element ve türevlerinin kemik iyileşmesi ve osteointegrasyon üzerindeki olumlu etkilerini göstermiştir (37,60,61). HBN ise düşük yoğunluğu, yüksek ısı iletkenliği, kimyasal stabilitesi ve kolay işlenebilir yapısı nedeniyle umut verici bir kaplama malzemesi olarak bildirilmiştir (62). Bunların dışında sitolojik çalışmalara baktığımızda osteoblast hücre kültürlerine bor nitrür eklenmesiyle yapılan in vitro çalışmaların hücre canlılığının ve osteoblast proliferasyonu üzerine herhangi bir olumsuz etkisi olmadığı, aksine kemik proteinlerinin ekspresyonunu teşvik ettiği gösterilmiştir (63,64). Bu bilgiler ışığında borun mekanik ve biyolojik özelliklerinden dolayı çalışmamızda HBN kullanımını tercih ettik.

Baryum sülfat ve zirkonyum oksit gibi seramik partiküller, X-Ray görüntüleme yoluyla çimentonun görünmesini sağlamak için kemik çimentosuna dahil edilmiştir (10). Baryum sülfatın %10 luk miktarda eklendiği kemik çimentosunda yapılan kompresyon yüklenme testinde dayanım basıncı 85 ± 5 MPa olarak ölçülmüştür (65). Artan konsantrasyonlarda ise (%20, %30 ve %40 lık) kompresyon dayanım gücünün ve dört nokta kırılma dayanımının azaldığı gösterilmiştir (65). Bizim çalışmamızda da buradaki mekanik sonuçlara benzer olarak düşük miktarda bor içeren (0,5 gr) kemik çimentosunun kompresyon testi sonuçları daha yüksek çıkmıştır. Bor miktarı arttıkça, her ne kadar kontrol

grubuna göre dayanım gücü yüksek olsa da gittikçe azalan MPa değerlerinde kırılma gerçekleşmiştir. Radyoopasite için iyot eklenen kemik çimentolarının da mekanik sonuçları ve biyouyumluluğu baryum sülfat içeren kemik çimentolarının sonuçlarıyla benzer bulunmuştur (66). Bizmut salisilat eklenen kemik çimentolarında ise baryum sülfat eklenenlere göre daha radyopak olduğu gösterilmiştir (67). E vitamini de kemik çimentosuna eklenen maddelerden biridir. Polimerizasyon sürecinde meydana gelen reaksiyonlar sonucunda benzoat ve serbest amin radikalleri ortaya çıkar. E vitamini ise bir serbest radikal yakalayıcısıdır. E-vitaminin kemik çimentosuyla karıştırılması sonucunda hücrel uyumlulukta artış olduğu ve ekzotermik aktiviteyi azalttığı gösterilmiştir (76 °C den 53 °C ye). Yine E-vitamini ilavesi ile sertleşme süresinin arttığı (ortalama 12.2 dakikadan 20.7 dakikaya) ve biyomekanik özelliklerinden kompresyon ve çekme testleri sonuçlarında belirgin bir değişmeye neden olmadığı izlenmiştir (68).

Ortopedik literatürde bor ve kemik çimentosu ile ilgili tarama yaptığımızda az sayıda çalışmaya rastladık. Yapılan bir çalışmada PMMA kaplama malzemelerinin farklı oranlarda HBN ile kaplanarak kontrol grubu ile aralarındaki korozyon direnci arasındaki fark araştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda; artan dozlarda HBN ile kaplı materyallerin korozyon direncinin daha iyi olduğu ve kaplamaların çatlaksız, metalik malzemeye de daha iyi tutunum gösterdiği saptanmıştır (69). Bu çalışmadaki sonuç, bizim çalışmamızdaki elektron mikroskopi görüntüleri ile uyum göstermektedir. Zira artan HBN konsantrasyonlarında porozite ve akışkanlık arttığından, kaplama malzemesinin

uyumluluğunun ve tutunumunun artması beklenen bir sonuç olabilir düşüncesindeyiz.

Rau ve ark., trikalsiyum fosfat çimentosuna ağırlıkça %1 bor nitrür eklenerek mekanik ve biyolojik sonuçları değerlendirilmiştir. Kompresyon testi sonucunda bor nitrür eklenen grubun dayanıklılığının kontrol grubuna göre daha yüksek olduğu görülmüştür. Aynı zamanda osteoblast hücre kültürü üzerine negatif etki saptanmamıştır (70). Bizim çalışmamızda da buna benzer olarak 0,5 gr HBN yüklü kemik çimentolarının kompresyon testi sonucunda dayanıklılıklarının arttığı görülmüştür. Ancak daha yüksek konsantrasyonlarda HBN ilavesi ile yapılan kompresyon testlerimizde dayanıklılığın yükselmediğini tespit ettik. Bunun muhtemelen 40 gr kemik çimentosuna 1 gr ve üstünde HBN ilavesinin elektron mikroskopik incelemede poroziteyi belirgin olarak artırması ile açıklamak mümkün görülmektedir.

Bunların dışında özellikle diş hekimliği alanında bor nitrürün dental yapıştırıcıların özelliğini iyileştirmek amacıyla kullanıldığını görmekteyiz (71). Bu alanda yapılan bir çalışmada dental işlemler için kullanılan PMMA çimentosuna değişen miktarlarda HBN eklenerek elle ve ultrasonik yöntemle karıştırma arasındaki fark araştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda her iki HBN yüklenen grupta da kontrol grubuna göre bükülme testi dayanıklılığın arttığı gösterilmiştir. Ultrasonik karıştırma yapılan grubun dayanıklılık değerleri daha yüksek bulunmuştur (72).

Kemik çimentosunun hazırlanması ve uygulanması aşamasında polimerizasyon sırasında ısı açığa çıkar. Çıkan bu yüksek ısı ise uygulandığı

bölgede doku nekrozuna neden olabilir. Bu ısı miktarını düşürmek için de bir takım maddeler kemik çimentosuna eklenmiştir. Bir antioksidan olan N-asetil sistein (NAC) bu amaçla kullanılmıştır. %1 lik oranda kullanılan NAC'ın 57.0 °C olan polimerizasyon sıcaklığını 42.6 °C ye düşürdüğü görülmüştür (73). Ülkemizde yapılan bir çalışmada kemik çimentosuna bor eklenmesiyle artan konsantrasyonlarda polimerizasyon sıcaklığının düştüğü gösterilmiştir. Bor katkısız kemik çimentosunda polimerizasyon sıcaklığı 87°C olarak ölçülmüştür. %20 bor katkılı çimentolarda ise bu sıcaklığın 56-58 °C ye düştüğü gösterilmiştir (74). Borun bu özelliğinin olması bizim çalışmamızda bor kullanma nedenlerimizden biri olmuştur. Bizim çalışmamızda polimerizasyon sıcaklığı ölçümü yapılamamış olmasına rağmen bu çalışma ışığında baktığımızda doku nekrozunu azaltıcı etkisi olabileceği düşünülmektedir.

Total eklem replasmanı yapılan hastalarda postoperatif enfeksiyon oranı 0.25%-2.0% arasında olduğu gösterilmiştir (75). Kemik çimentosunun kullanıldığı ameliyatlarda ise bu oran %13' e kadar çıkmaktadır (76). Enfeksiyon oranının bu kadar yüksek olması nedeniyle kemik çimentosuna antibiyotik yükleme ihtiyacı doğmuştur. Bu amaçla ilk olarak eritromisin kullanılmış fakat çimentodan çevre kemik dokuya yayılımının kötü olduğu görüldüğü için vazgeçilmiştir (5,77). Günümüzde ticari olarak kullanılan antibiyotikli kemik çimentolarında daha çok aminoglikozidler grubundan olan gentamisin ve tobramisin kullanılmaktadır. Geniş spektrumlu aktiviteleri, ısıya dayanıklı olmaları ve düşük alerji profilleri olması bu antibiyotikleri daha popüler hale getirmiştir (78,79).

Glikopeptid grubu antibiyotiklerden vankomisin eklenerek yapılan bir çalışmada artan vankomisin dozlarının mekanik dayanımı azalttığı gösterilmiştir. 0.5 gr, 1 gr ve 2 gr vankomisin yüklemesi yapılarak hazırlanan numunelerden 1 gr eklenerek hazırlanan numunenin ISO standartlarına göre kompresif test sonuçları düşük gelmişken, 2 gr vankomisin ile hazırlanan numunelerin hem kompresif hem de eğilme dayanımları düşük gelmiştir. 0.5 gr vankomisin eklenerek hazırlanan numunelerin dayanım test sonuçlarının ISO standartlarına uygun olduğu ve maksimum miktarda antibiyotik aktivitesi sağladığı gösterilmiştir (80). Yakın dönemde yapılan diğer bir çalışmada belirli miktarlarda vankomisin ve siprofloksasin kemik çimentosuna eklenerek mekanik dayanımları, mikroyapısal özellikleri ve porozitesi değerlendirildi. Yine doz arttıkça kontrol grubuna göre kompresif ve eğilme mukavemetinin azaldığı görüldü. Bunun sebebinin antibiyotik ilavesi ile artmış poroziteye bağlı olduğu düşünüldü (81). Kendi kliniğimizde 2019 yılında yapılan çalışmada ise 5 farklı antibiyotik kullanılarak mekanik dayanım, antimikrobiyal etkinlik ve maliyet açısından sonuçlar değerlendirilmiştir. Çalışmada vankomisin, teikoplanin, daptomisin, meropenem ve piperasilin-tazobaktam kullanılmıştır. Çalışmanın sonucunda patojene yönelik antibiyotik kullanılmasının maliyet açısından daha uygun olacağı bununla birlikte hangi antibiyotik kullanılacaksa bunun oranının %2.5 in altında olmasının hem mekanik hem de antibakteriyel etkinlik açıdan daha uygun olacağı düşünülmüştür. Taranan literatürdeki çalışmaların çoğunun antibiyotiklerle ilişkili olduğunu görmekteyiz. Genel olarak baktığımızda antibiyotik yüklenerek yapılan çalışmaların sonucunda artmış porozite ve azalan mekanik dayanımın olduğu görülmektedir. Bizim çalışmamızda bor yüklü kemik çimentolarının

antimikrobiyal etkinliği değerlendirilmedi. 0.5 gr HBN yüklü kemik çimentosunun porozite üzerine negatif etkisi olmaması ve mekanik dayanımı arttırmamasından dolayı ilerleyen çalışmalarda antibiyotiklerle kombine edilmesi veya tek başına bor katkılı kemik imentosu üretimi açısından yol gösterici olabileceği düşünülebilir.

Kemik imentosunun mekanik özelliklerini arttırmak amacıyla da bir takım çalışmalar yapılmıştır. Karbon nanotüplerin çimentonun sıvı komponentine katılarak yapılan çalışmada; gerilme ve kompresyon mukavemetinin % 20 oranında arttığı gösterilmiştir (82). Hidroksiapatit ve floroapatit eklenerek yapılan diğer bir çalışmada ağırlıkça % 5 ve % 8 lik miktarlarda eklemeler yapılarak kompresyon testleri uygulanmış ve sonucunda her iki grupta da mukavemetin arttığı gösterilmiştir (83). Kemik imentosunun mekanik özellikleri üzerine olumlu etkisi olan diğer bir katkı maddesi ise zirkonyum nanopartiklleridir. Ağırlıkça %20 lik oranda zirkonyum eklenmesinin kompresyon mukavemetini %48 oranında arttırdığı gösterilmiştir (84).

Çalışmamızın sınırlamalarına baktığımızda elle karıştırma yöntemi kullanılmasını, çekme ve makaslama testlerinin yapılamamasını ve polimerizasyon ısısının llmemesini söyleyebiliriz. Elle karıştırma yönteminde vakumlu karıştırma yöntemine göre homojenizasyonun daha zor olacağı düşünülebilir. Biz bunu azaltmak amacıyla imento bileşenlerini karıştırmadan önce toz komponent ile toz halindeki bor materyalini bir kapta bir dakika boyunca karıştırdık. Ardından iki dakika boyunca aynı hızda karıştırma işlemi uygulayarak çimentoyu kalıplara uygulayacak hale getirdik. HBN ilavesi ile polimerizasyon

ısısı arasındaki ilişki daha ilerideki çalışmalar açısından ele alınabilecek bir konu olarak değerlendirilebilir.

Çalışmamızın sonucundaki bulgular hegzagonal bor nitrürün düşük konsantrasyonda (0.5 gr/ 40 gr PMMA) kemik çimentosuna eklenmesiyle anlamlı ölçüde MPa cinsinden mekanik dayanımı arttırdığını (kompresyon kuvvetlerine) ve porozite üzerine olumsuz etkisinin olmadığı görülmektedir. Ancak daha yüksek konsantrasyonlarda HBN ilavesinin poroziteyi artırarak kemik çimentosunun biyomekanik özelliklerini bozduğunu ve kompresyon ve dört nokta bükülme testlerine olumsuz yansıdığını saptadık. Son yıllarda bor ürünlerinin tıp alanında daha fazla kullanılmaya başlanması ve ülkemizin bu mineral rezervi açısından zengin bir altyapıya sahip olması nedeniyle ilerleyen dönemlerde bu konuda daha ayrıntılı in vitro ve in vivo çalışmalar yapılabilceğini düşünmekteyiz.

6. KAYNAKLAR

1. Webb JCJ, Spencer RF. The role of polymethylmethacrylate bone cement in modern orthopaedic surgery. *J Bone Joint Surg Br.* 2007 Jul;89(7):851–7.
2. CHARNLEY J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. *J Bone Joint Surg Br.* 1960 Feb;42-B:28–30.
3. Griffith MJ, Seidenstein MK, Williams D, Charnley J. Eight year results of Charnley arthroplasties of the hip with special reference to the behavior of cement. *Clin Orthop Relat Res.* 1978;(137):24–36.
4. Vaishya R, Chauhan M, Vaish A. Bone cement. *J Clin Orthop trauma.* 2013 Dec;4(4):157–63.
5. Buchholz HW, Elson RA, Engelbrecht E, Lodenkämper H, Röttger J, Siegel A. Management of deep infection of total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br.* 1981;63-B(3):342–53.
6. Lidgren L, Drar H, Möller J. Strength of polymethylmethacrylate increased by vacuum mixing. *Acta Orthop Scand.* 1984 Oct;55(5):536–41.
7. Alt V, Bechert T, Steinrücke P, Wagener M, Seidel P, Dingeldein E, et al. An in vitro assessment of the antibacterial properties and cytotoxicity of nanoparticulate silver bone cement. *Biomaterials.* 2004 Aug;25(18):4383–91.
8. Arora M, Chan EK, Gupta S, Diwan AD. Polymethylmethacrylate bone cements and additives: A review of the literature. *World J Orthop.* 2013 Apr;4(2):67–74.
9. Kariduraganavar MY, Kittur AA, Kamble RR. Chapter 1 - Polymer Synthesis and Processing. In: Kumbar SG, Laurencin CT, Deng MBT-N and SBP, editors. Oxford: Elsevier; 2014. p. 1–31. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780123969835000016>
10. Gillani R, Ercan B, Qiao A, Webster TJ. Nanofunctionalized zirconia and barium sulfate particles as bone cement additives. *Int J Nanomedicine.* 2010 Feb;5:1–11.
11. Jaeblo T. Polymethylmethacrylate: properties and contemporary uses in orthopaedics. *J Am Acad Orthop Surg.* 2010 May;18(5):297–305.
12. Gilbert JL, Hasenwinkel JM, Wixson RL, Lautenschlager EP. A theoretical and experimental analysis of polymerization shrinkage of bone cement: A potential major source of porosity. *J Biomed Mater Res.* 2000 Oct;52(1):210–8.

13. Kühn K-D. No Title. In: Bone Cements Up-to-Date Comparison of Physical and Chemical Properties of Commercial Materials. 1st ed. Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2000. p. 7–20.
14. Kuehn K-D, Ege W, Gopp U. Acrylic bone cements: composition and properties. *Orthop Clin North Am.* 2005 Jan;36(1):17–28, v.
15. Rudigier J, Grünert A. [Investigations of pathogenesis of reactions in circulation and respiration during the implantation of bone cements. animal experiments (author's transl)]. *Arch Orthop Trauma surgery Arch fur orthopadische und Unfall-Chirurgie.* 1978 Apr;91(2):85–95.
16. Kirschner P. Experimentelle Untersuchungen mechanischer und chemischer Eigenschaften von Knochenzementen nach Langzeitimplantation im menschlichen Körper 1978. 1978;
17. Schlag G. Experimentelle und klinische Untersuchungen mit Knochenzementen: ein Beitrag zur Pathogenese und Prophylaxe der akuten intraoperativen Hypotension bei Hüftalloarthroplastiken. 1974;
18. Tavakoli M, Bakhtiari SSE, Karbasi S. Incorporation of chitosan/graphene oxide nanocomposite in to the PMMA bone cement: Physical, mechanical and biological evaluation. *Int J Biol Macromol.* 2020 Apr;149:783–93.
19. Lee AJ, Ling RS, Vangala SS. Some clinically relevant variables affecting the mechanical behaviour of bone cement. *Arch Orthop Trauma surgery Arch fur orthopadische und Unfall-Chirurgie.* 1978 Aug;92(1):1–18.
20. Meyer PRJ, Lautenschlager EP, Moore BK. On the setting properties of acrylic bone cement. *J Bone Joint Surg Am.* 1973 Jan;55(1):149–56.
21. KD K. Properties of Bone Cement: What is Bone Cement? In: *The Well-Cemented Total Hip Arthroplasty.* Springer, Berlin, Heidelberg.; 2005. p. 52–9.
22. Gheduzzi S, Webb JCJ, Wylde V, Spencer RF, Learmonth ID, Miles AW. Mechanical evaluation of plain and antibiotic laden bone cements: static or viscoelastic properties?. 2005. Abstract from Journal of Bone and Joint Surgery Proceedings (March 2006), Lisbon.
23. Lee A.J.C. (2000) The Time-dependent Properties of Polymethylmethacrylate Bone Cement: the Interaction of Shape of Femoral Stems, Surface Finish and Bone Cement. In: Learmonth I.D. (eds) *Interfaces in Total Hip Arthroplasty.* Springer, London. https://doi.org/10.1007/978-1-4020-0888-8_10. In.
24. Lautenschlager EP, Marshall GW, Marks KE, Schwartz J, Nelson CL. Mechanical strength of acrylic bone cements impregnated with antibiotics. *J Biomed Mater Res.* 1976 Nov;10(6):837–45.
25. Dunne N. Mechanical Properties of Bone Cements - Orthopaedic Bone

Cements. In: Deb S, editor. Orthopaedic bone cements. Taylor and Francis; 2008. p. 231–64.

26. 21. Standard I. 5833-2002. Implants for Surgery—Acrylic Resin Cements. Geneva, Switzerland: International Standards Organization. 2002.
27. Lin JR, Ahn ES, Schlossberg BM. Cement products and methods of making and using the same. Google Patents; 2014.
28. Lee C. The Mechanical Properties of PMMA Bone Cement BT - The Well-Cemented Total Hip Arthroplasty: Theory and Practice. In: Breusch S, Malchau H, editors. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2005. p. 60–6. Available from: https://doi.org/10.1007/3-540-28924-0_6
29. TOMBAL, T. D. , ÖZKAN, Ş. G. , KURŞUN ÜNVER, İ., & OSMANLIOĞLU, A. E. , (2016). Properties, production, uses of boron compounds and their importance in nuclear reactor technology. Journal of Boron , vol.1, no.2, 86-95.
30. Ulusal Bor Araştırma Enstitüsü (BOREN). boren.gov.tr. [Internet]. Available from: <http://www.boren.gov.tr/en/boron/reserves>
31. Koçak HŞ. Kütahya Emet Borik Asit İşletmesi Bor Atıklarının Alçı Levha Üretiminde Kullanılması. TURKCHEM Derg.
32. Ç. Y. Bor ve Kullanım Alanları. Gazi University, Ankara.; 2009.
33. Ulusal Bor Araştırma Enstitüsü (BOREN), (b.t.). Bor Kullanım Alanları.
34. BİLGİÇ M, DAYIK M. Borun Özellikleri ve Tekstil Endüstrisinde Kullanımıyla Sağladığı Avantajlar. Boron Prop Its Advantages Text Ind [Internet]. 2013 May;7(2):27–37. Available from: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=asn&AN=116501679&lang=tr&site=eds-live&authtype=ip,uid>
35. Demirel B & Nasıroğlu S. (2017). Strategies for the Use of Boron Minerals and Wastes in the Cement, Science and Eng. J. of Fırat Univ. 29,(1), 95-100.
36. Güyagüler T., (2001). Türkiye Bor Potansiyeli. 4. Endüstriyel Hammaddeler Sempozyumu, İzmir. 18-27.
37. Nielsen FH. Is boron nutritionally relevant? Nutr Rev. 2008 Apr;66(4):183–91.
38. Hakki SS, Bozkurt BS, Hakki EE. Boron regulates mineralized tissue-associated proteins in osteoblasts (MC3T3-E1). J trace Elem Med Biol organ Soc Miner Trace Elem. 2010 Oct;24(4):243–50.
39. Nielsen FH, Hunt CD, Mullen LM, Hunt JR. Effect of dietary boron on mineral, estrogen, and testosterone metabolism in postmenopausal women.

FASEB J Off Publ Fed Am Soc Exp Biol. 1987 Nov;1(5):394–7.

40. Chueh K-S, Huang S-P, Lee Y-C, Wang C-J, Yeh H-C, Li W-M, et al. The comparison of the aging male symptoms (AMS) scale and androgen deficiency in the aging male (ADAM) questionnaire to detect androgen deficiency in middle-aged men. *J Androl*. 2012;33(5):817–23.
41. Zofková I, Nemcikova P, Matucha P. Trace elements and bone health. *Clin Chem Lab Med*. 2013 Aug;51(8):1555–61.
42. Miljkovic D, Miljkovic N, McCarty MF. Up-regulatory impact of boron on vitamin D function -- does it reflect inhibition of 24-hydroxylase? *Med Hypotheses*. 2004;63(6):1054–6.
43. Stubbs JR, Zhang S, Friedman PA, Nolin TD. Decreased conversion of 25-hydroxyvitamin D3 to 24,25-dihydroxyvitamin D3 following cholecalciferol therapy in patients with CKD. *Clin J Am Soc Nephrol*. 2014 Nov;9(11):1965–73.
44. Travers RL, Rennie GC, Newnham RE. Boron and Arthritis: The Results of a Double-blind Pilot Study. *J Nutr Med* [Internet]. 1990 Jan 1;1(2):127–32. Available from: <https://doi.org/10.3109/13590849009003147>
45. Turkez H, Geyikoglu F, Tatar A, Keles MS, Kaplan I. The effects of some boron compounds against heavy metal toxicity in human blood. *Exp Toxicol Pathol Off J Gesellschaft fur Toxikologische Pathol*. 2012 Jan;64(1–2):93–101.
46. Penland JG. The importance of boron nutrition for brain and psychological function. *Biol Trace Elem Res*. 1998;66(1–3):299–317.
47. Acarkan, N., “Bor Ürün Çeşitleri ve Kullanım Alanları-Boron Products and Their Uses”, http://www.maden.org.tr/resimler/ekler/0ae4561193dbf6e_ek.pdf.
48. Addemir, O, 2001 İlen teknoloji Malzemelerinde Bor Türevleri Türkiye Borat Yatakları, Workshop, İTO Maden Fakültesi, 16.3.2001,Edt Kırıkoğlu, S, Budakoglu, M, Çelenk, A, s.43-46.
49. Weng Q, Wang X, Wang X, Bando Y, Golberg D. Functionalized hexagonal boron nitride nanomaterials: emerging properties and applications. *Chem Soc Rev*. 2016 Jul;45(14):3989–4012.
50. ETİ Holding A.Ş. (2003). Bor nitrür ön fizibilite etüdü. Ankara;
51. Paine RT, Narula CK. Synthetic routes to boron nitride. *Chem Rev* [Internet]. 1990 Jan 1;90(1):73–91. Available from: <https://pubs.acs.org/doi/abs/10.1021/cr00099a004>
52. Ebin B. Hexagonal boron nitride. *Hard Metal Compounds Lecture*. İstanbul Teknik Üniversitesi, İstanbul; 2007.

53. Alkoy S. Turbostratik bor nitrürün kristalizasyon davranışı ve karakterizasyonu. İstanbul Teknik Üniversitesi, İstanbul.; 1994.
54. Lelonis DA. Boron nitride powder a review. GE Advanced Ceramics Publications. 2003;
55. Saito T, Honda F. Chemical contribution to friction behavior of sintered hexagonal boron nitride in water. *Wear* [Internet]. 2000;237(2):253–60. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0043164899003464>
56. Schwetz KA. Boron Carbide, Boron Nitride, and Metal Borides [Internet]. *Ullmann's Encyclopedia of Industrial Chemistry*. 2000. (Major Reference Works). Available from: https://doi.org/10.1002/14356007.a04_295
57. Qiu Y, Yu J, Yin J, Tan C, Zhou X, Bai X, et al. Synthesis of continuous boron nitride nanofibers by solution coating electrospun template fibers. *Nanotechnology*. 2009 Aug;20(34):345603.
58. Swain SK, Dash S, Behera C, Kisku SK, Behera L. Cellulose nanobiocomposites with reinforcement of boron nitride: Study of thermal, oxygen barrier and chemical resistant properties. *Carbohydr Polym* [Internet]. 2013;95(2):728–32. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0144861713002208>
59. Lewis G. Alternative acrylic bone cement formulations for cemented arthroplasties: present status, key issues, and future prospects. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2008 Feb;84(2):301–19.
60. Nielsen FH. Update on human health effects of boron. *J trace Elem Med Biol organ Soc Miner Trace Elem*. 2014 Oct;28(4):383–7.
61. Naghii MR, Torkaman G, Mofid M. Effects of boron and calcium supplementation on mechanical properties of bone in rats. *Biofactors*. 2006;28(3–4):195–201.
62. Atila A, Halici Z, Cadirci E, Karakus E, Palabiyik SS, Ay N, et al. Study of the boron levels in serum after implantation of different ratios nano-hexagonal boron nitride–hydroxy apatite in rat femurs. *Mater Sci Eng C* [Internet]. 2016;58:1082–9. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0928493115303672>
63. Lahiri D, Singh V, Benaduce AP, Seal S, Kos L, Agarwal A. Boron nitride nanotube reinforced hydroxyapatite composite: mechanical and tribological performance and in-vitro biocompatibility to osteoblasts. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2011 Jan;4(1):44–56.
64. Danti S, Ciofani G, Moscato S, D'Alessandro D, Ciabatti E, Nesti C, et al. Boron nitride nanotubes and primary human osteoblasts: in vitro compatibility and biological interactions under low frequency ultrasound

stimulation. *Nanotechnology*. 2013 Nov;24(46):465102.

65. Makita M, Yamakado K, Nakatsuka A, Takaki H, Inaba T, Oshima F, et al. Effects of barium concentration on the radiopacity and biomechanics of bone cement: experimental study. *Radiat Med*. 2008 Nov;26(9):533–8.
66. van Hooy-Corstjens CSJ, Bulstra SK, Knetsch MLW, Geusens P, Kuijjer R, Koole LH. Biocompatibility of a new radiopaque iodine-containing acrylic bone cement. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2007 Feb;80(2):339–44.
67. Hernández L, Fernández M, Collía F, Gurruchaga M, Goñi I. Preparation of acrylic bone cements for vertebroplasty with bismuth salicylate as radiopaque agent. *Biomaterials*. 2006 Jan;27(1):100–7.
68. Méndez JA, Aguilar MR, Abraham GA, Vázquez B, Dalby M, Di Silvio L, et al. New acrylic bone cements conjugated to vitamin E: curing parameters, properties, and biocompatibility. *J Biomed Mater Res*. 2002 Nov;62(2):299–307.
69. Coan T, Barroso GS, Motz G, BolzÃn A, Machado RAF. Preparation of PMMA/hBN composite coatings for metal surface protection. *Mater Res [Internet]*. 2013;16:1366–72. Available from: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1516-14392013000600022&nrm=iso
70. Rau J V, Fosca M, Fadeeva I V, Kalay S, Culha M, Raucci MG, et al. Tricalcium phosphate cement supplemented with boron nitride nanotubes with enhanced biological properties. *Mater Sci Eng C [Internet]*. 2020;114:111044. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0928493120314041>
71. Degrazia FW, Leitune VCB, Samuel SMW, Collares FM. Boron nitride nanotubes as novel fillers for improving the properties of dental adhesives. *J Dent*. 2017 Jul;62:85–90.
72. Alqahtani M. Effect of Hexagonal Boron nitride Nanopowder Reinforcement and Mixing Methods on Physical and Mechanical Properties of Self-Cured PMMA for Dental Applications. *Mater (Basel, Switzerland)*. 2020 May;13(10).
73. Cheng Y, Yang H-C, Cho J-H, Lee S-H, Lim B-S. The effect of N-acetylcysteine addition on the polymerization behavior of PMMA bone cement. *Macromol Res [Internet]*. 2012;20(9):928–38. Available from: <https://doi.org/10.1007/s13233-012-0132-0>
74. Caka M. BOR KATKILI KEMİK ÇİMENTOSU ÜRETİMİ. İZMİR KATİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ; 2017.
75. Matar WY, Jafari SM, Restrepo C, Austin M, Purtill JJ, Parvizi J.

Preventing infection in total joint arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2010 Dec;92 Suppl 2:36–46.

76. Moreira-Gonzalez A, Jackson IT, Miyawaki T, Barakat K, DiNick V. Clinical outcome in cranioplasty: critical review in long-term follow-up. *J Craniofac Surg*. 2003 Mar;14(2):144–53.
77. Buchholz HW, Elson RA, Heinert K. Antibiotic-loaded acrylic cement: current concepts. *Clin Orthop Relat Res*. 1984 Nov;(190):96–108.
78. Jiranek WA, Hanssen AD, Greenwald AS. Antibiotic-loaded bone cement for infection prophylaxis in total joint replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 2006 Nov;88(11):2487–500.
79. Hanssen AD. Prophylactic use of antibiotic bone cement: an emerging standard--in opposition. *J Arthroplasty*. 2004 Jun;19(4 Suppl 1):73–7.
80. Bishop AR, Kim S, Squire MW, Rose WE, Ploeg H-L. Vancomycin elution, activity and impact on mechanical properties when added to orthopedic bone cement. *J Mech Behav Biomed Mater* [Internet]. 2018;87:80–6. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1751616118304594>
81. Gandomkarzadeh M, Moghimi HR, Mahboubi A. Evaluation of the Effect of Ciprofloxacin and Vancomycin on Mechanical Properties of PMMA Cement; a Preliminary Study on Molecular Weight. *Sci Rep* [Internet]. 2020;10(1):3981. Available from: <https://doi.org/10.1038/s41598-020-60970-y>
82. Nien Y-H, Huang C. The mechanical study of acrylic bone cement reinforced with carbon nanotube. *Mater Sci Eng B* [Internet]. 2010;169(1):134–7. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0921510709004498>
83. Barandehfard F, Rad M, Hosseinnia A, Khoshroo K, Tahriri M, Jazayeri H, et al. The Addition of Synthesized Hydroxyapatite and Fluorapatite Nanoparticles to a Glass-Ionomer Cement for Dental Restoration and its Effects on Mechanical Properties. *Ceram Int*. 2016 Aug 1;42.
84. Yu W, Wang X, Zhao J, Tang Q, Wang M, Ning X. Preparation and mechanical properties of reinforced hydroxyapatite bone cement with nano-ZrO₂. *Ceram Int*. 2015;41(9(PA)):10600–6.

7. ÖZET

Amaç: Kemik çimentoları kullanılmaya başlandığı ilk andan itibaren ortopedik ameliyatlarda en önemli malzemelerden biri olmuştur. Primer ve revizyon artroplasti ameliyatları, tümör veya kırık nedenli kemik defektlerinin doldurulması en çok kullanıldığı durumlardır. Özellikle gittikçe artan artroplasti ameliyatları beraberinde bazı sorunları da arttırmıştır. Gevşeme bunların arasında en önemli sorunlardandır. Biz bu çalışmada kemik çimentosuna belli miktarlarda hegzagonal bor nitrür (0,5 gr, 1 gr, 1,5 gr, 2 gr) ekleyerek kemik çimentosunu daha dayanıklı hale getirmeyi amaçladık.

Gereç ve Yöntem: Bu çalışma Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği tarafından yapılmıştır. Çalışmada Gazi Üniversitesi ve TOBB Üniversitesi bünyesindeki laboratuvarlar kullanılmıştır. Mekanik testler için numuneler 20 ± 2 °C sıcaklıkta ameliyathane şartlarında test standartlarına uygun kalıplar kullanılarak hazırlanmıştır.

Sonuçlar: Kemik çimentolarına 0,5 gr bor eklenen numunelerde özellikle kompresyon testinde mekanik dayanıklılığın anlamlı bir şekilde arttığı görülmüştür. 2 gr bor eklenen grupta diğer gruplara göre hem dayanım basıncının düştüğü hem de porozitenin artmış olduğu görülmüştür. Özellikle 0,5 gr bor eklenen grupta porozitenin değişmediği görülmüştür.

Tartışma: Bu bulgular doğrultusunda, 4 grubun kompresyon testi sonuçlarının minimum gereklilik olan 70 MPa üzerinde olduğunu görmekteyiz. Bükülme testinde ise 2 gr bor eklenen grubun minimum gereklilik olan 50 MPA

dan daha düşük basınç dayanımına sahip olduğunu görmekteyiz. 0,5 gr bor eklenen grubun kompresyon testinin anlamlı olarak yüksek gelmesi düşük dozda kullanımın uygun olabileceğini düşündürebilir. Bu sonuçların bize gelecekte bu konu ile yapılacak olan daha ileri çalışmalarda yol gösterici olabileceği düşünülmektedir

Anahtar kelimeler: Kemik çimentoları, mekanik dayanıklılık, bor



8. SUMMARY

Objective: Bone cements have been one of the most important materials in orthopedic surgery from the first moment they were used. It is mostly used in primary and revision arthroplasty surgeries, and also filling of large bone defects due to tumors or fractures. The increasing number of arthroplasty surgeries have also increased some problems. Aseptic or septic loosening is one of the most important problems among them. In this study, we aimed to make the bone cement more durable by adding certain amounts of hexagonal boron nitride (0.5 g, 1 g, 1.5 g, 2 g) to bone cement.

Materials and Methods: This study was conducted by Gazi University Medical Faculty Orthopedics and Traumatology Clinic. The laboratories of Gazi University and TOBB University were used in the study. The samples used for mechanical tests were prepared at 20 ± 2 °C in operating room conditions, using molds in accordance with the test standards.

Results: It was observed that the samples with 0.5 gr boron added to the bone cement had significantly increased mechanical strength, especially in the compression test. In the group where 2 gr boron was added, it was noted that compared to the other groups the strength pressure decreased and the porosity increased. The porosity did not change especially in the group where 0.5 gr boron was added.

Discussion: In line with these findings, we see that the compression test results of the 4 groups were above the minimum requirement of 70 MPa. In the

bending test, we see that the group with 2 g of boron added has a lower than the minimum requirement of 50 MPA. Significantly high compression test values of the group with 0.5 gr boron added, may suggest that low dose usage may be appropriate. It is thought that these results may guide us in further studies on this subject in the future.

Keywords: Bone cements, mechanical strength, boron



9. ÖZGEÇMİŞ

Adı soyadı: Ali Perçin

Doğum tarihi ve yeri:

Mezuniyet: Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi - 2013

Yabancı dil bilgisi: İngilizce

Bugüne kadar çalıştığı kurum / kuruluşları:

Amasra İlçe Devlet Hastanesi

Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji ABD