

**OSTEOPOROTİK VAKALARDA KULLANILAN KANÜLLÜ PEDİKÜL
VİDALARIN İNVİTRO MEKANİK ÖZELLİKLERİ AÇISINDAN TASARIM
DEĞİŞKENLERİNİN İNCELENMESİ**

[DENEYSEL ÇALIŞMA]

MEHMET FATİH TORAMAN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI



TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ocak – 2013

ANKARA

Fen Bilimleri Enstitü onayı _____

Prof. Dr. Ünver KAYNAK
Müdür

Bu tezin Yüksek Lisans derecesinin tüm gereksinimlerini sağladığını onaylarım.

Prof. Dr. Ünver KAYNAK
Anabilim Dalı Başkanı

Mehmet Fatih Toraman tarafından hazırlanan OSTEOPOROTİK VAKALARDA KULLANILAN KANÜLLÜ PEDİKÜL VİDALARIN İNVİTRO MEKANİK ÖZELLİKLERİ AÇISINDAN TASARIM DEĞİŞKENLERİNİN İNCELENMESİ adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Yrd.Doç. Dr. Teyfik DEMİR
Tez Danışmanı

Tez Jüri Üyeleri

Başkan: Prof. Dr. Necip CAMUŞCU

Üye : Yrd. Doç Dr. Gültekin KUYZU

Üye : Yrd. Doç Dr. Teyfik DEMİR

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada orijinal olmayan her türlü kaynağa eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

Mehmet Fatih TORAMAN

Üniversitesi : TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi
Enstitüsü : Fen Bilimleri
Anabilim Dalı : Makine Mühendisliği
Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Teyfik DEMİR
Tez Türü ve Tarihi : Yüksek Lisans – Ocak 2013

Mehmet Fatih TORAMAN

OSTEOPOROTİK VAKALARDA KULLANILAN KANÜLLÜ PEDİKÜL VİDALARIN İNVİTRO MEKANİK ÖZELLİKLERİ AÇISINDAN TASARIM DEĞİŞKENLERİNİN İNCELENMESİ

ÖZET

Günümüzde artan yaşlı nüfusa bağlı olarak osteoporotik vakaların görülme oranı artmaktadır. Osteoporotik vertebra kırıklarının tedavisinde en çok kullanılan tedavi çeşitlerinden birisi pedikül vida yerleştirilmesidir. Omurga osteoporozu olan bu hastalarda pedikül vida kullanımı sırasında karşılan en büyük problemlerden biri kemik-vida ara yüzündeki tutunma yetersizliği sonucu vida ayrılmasıdır. Bu problemlerden kurtulmak için kanüllü pedikül vidalar geliştirilmiştir ve güçlendirme maddesi olarak polimetilmetakrilat (PMMA) gibi çimento malzemelerinden yararlanılmaktadır.

Bu çalışmada 6 farklı kanüllü vida tipi tasarlanmış ve üretilmiştir. Testlerde kontrol grubu olarak kanülsüz vidalar da kullanılmıştır. Kanüllü vidaya açılan delik ve slotların konumu, sayıları ve yönü biyomekanik olarak incelenmiştir. Bütün deney grupları hem çimento takviye edilerek hem de çimento takviyesi yapılmadan suni füzyon ile test edilmişlerdir.

Kanül pedikül vidanın burma dayanımını düşürmektedir. Burma dayanımıyla beraber çekme özellikleri de dikkate alınarak optimum verimi elde edebilmek için çeşitli tasarım parametreleri üzerine çalışılmıştır. Burma ve çekme testleri ASTM F 543'e uygun olarak gerçekleştirilmiştir. Çekme testlerinde sağlıklı kemiği taklit etmek üzere 40 grade poliüretan köpük kullanılmıştır. Osteoporotik kemikler için ise 10 grade poliüretan köpük kullanılmıştır. Güçlendirici çimento malzemesi olarak ise PMMA kullanılmıştır. Tek taraflı üç delik açılmış ve S3H olarak isimlendirilen numuneler çimento takviyeli yapılan deneylerde en iyi performansı gösterirken, çift taraflı üç delik açılmış ve D3H olarak isimlendirilen tasarım suni füzyon ile incelenen tasarım tipleri arasında en iyi performansı göstermiştir. Çalışmanın sonucu olarak her ne kadar suni füzyon ile incelenen deneylerde D3H, çimento takviyeli deneylerdeki S3H'den daha iyi performans gerçekleştirirse de suni füzyonun gerçekleşmesi için uzun bir vakit gerektiği ve osteoporotik hastalarda vidaların hemen performans göstermesi istenildiğinden çimento takviyeli S3H en iyi performans olarak değerlendirilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Pedikül vida tasarımı, çimento takviyesi, suni füzyon ve çekip-çıkarma.

University : TOBB University of Economics and Technology
Institute : Institute of Natural and Applied Sciences
Science Programme : Mechanical Engineering
Supervisor : Yrd. Doç. Dr. Teyfik DEMİR
Degree Awarded and Date : M.Sc. – January 2013

Mehmet Fatih TORAMAN

**IN VITRO STUDY OF MECHANICAL PROPERTIES OF CANNULATED
PEDICLE SCREWS IN TERMS OF DESIGN VARIABLES AT PATIENTS
WITH OSTEOPOROSIS**

ABSTRACT

Today, the incidence of osteoporotic cases are increasing due to the increasing of elderly population. One of the most commonly used therapy in the treatment of osteoporotic vertebral fractures is pedicle screw placement. During the use of pedicle screw in these patients with spinal osteoporosis, one of the biggest problem is screw loosening due to the lack of holding strength in the bone-screw interface. Cannulated pedicle screws have been developed and as a reinforcement material such as polymethylmethacrylate (PMMA) cement are utilized to get rid of these problems.

In this study, six different cannule types were designed and manufactured. Noncannulated screw was also used in tests as control group. Position, numbers and orientation of holes/slots normal to the main axis of screw shaft were investigated biomechanically. All experimental groups were tested with cement augmentation and also with artificial fusion .

Cannule reduces the torsional strength of pedicle screw. Considering the torsional strength and pull-out properties, to obtain the optimum efficiency various design parameters were studied. Torsion and pull-out tests were carried out according to ASTM F 543. Grade 40 polyurethane foam was used to mimic the healthy bone structure in pull-out tests. Also grade 10 polyurethane foam was used to mimic the osteoporotic bones. Same cement type (PMMA) was used in all tests. Single-sided three holes samples which named S3H were showed the best performance in the cement augmentation experiments. On the other hand double-sided three holes samples which named D3H were showed the best performance in artificial fusion groups. As a result of study although in naturel fusion experiments D3H showed the best performance than S3H in cement augmentation experiments, for the realization of the natural fusion needs a long time and in osteoporotic patients we want the immediate performance of the screws, S3H with cement augmentation was evaluated as the best performance.

Key Words: Design of pedicle screw, cement augmentation, artificial fusion and pull-out

TEŐEKKÖR

Tez alıőmamda değerli bilgi ve yardımını esirgemeyen kıymetli hocam ve danıőmanım Yrd. Do. Teyfik Demir'e, TOBB ETÖ Makine MÖhendisliği bÖlÖm başkanı Prof. Dr. Önver Kaynak'a, TOBB ETÖ Makine MÖhendisliği bÖlÖmÖ Öğretim Öyelerine ve son olarak çalıőmalarım sırasında desteğini, yardımını ve sabrını benden esirgemeyen sevgili eőim Dilek Toraman'a teőekkÖrÖ bir borç bilirim. Ayrıca bu çalıőmayı 111 M583 numaralı araştırma projesi ile maddi olarak destekleyen TÖBÖTAK'a ve Osimplant' a teőekkÖr ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	viii
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	ix
KISALTMALARIN LİSTESİ	x
1.GİRİŞ	1
1.1 .Osteoporoz	1
1.2.Osteoporozu sebep olan etkenler	2
1.3.Osteoporotik Vertebra	4
2. DENEYSEL YÖNTEM	25
2.1. Köpüklerin Üretimi	25
2. 1. 1.Kalıp Tasarımı	25
2.1.2. Poliüretan	29
2.1.3 Neukadur PU RF 150	31
2.2. Köpüklerin Karakterizasyonu	33
2.2.1. Yoğunluk	33
2.2.2. Basma Testi	34
2.3. Vidaların Tasarımı	35
2.4. Vidaların üretimi	36
2.5. Pull-Out (Çekip-Çıkarma) Deneyleri	37
2.6. Burma Deneyleri	38
3. DENEYSEL SONUÇLAR VE TARTIŞMA	40
3.1. Köpük Karakterizasyon Sonuçları	40
3.1.1. Yoğunluk	40
3.2 Basma Testi Sonuçları	44
3.2. Pull-out (Çekme-Çıkarma) Deney Sonuçları	47
3.3. Burma Deneyi Sonuçları	56
4.SONUÇLAR	63
5.KAYNAKÇA	66
6.ÖZGEÇMİŞ	71

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge 1.1 : Dünya Sağlık Örgütü osteoporoz tanı kriterleri	5
Çizelge 2. 1: Komponentlerin özellikleri	31
Çizelge 2. 2: Karışım Özellikleri	31
Çizelge 3. 1: Grade 40 yoğunluk tablosu	41
Çizelge 3. 2: Grade 10 yoğunluk tablosu	43
Çizelge 3. 3: Yük Tablosu.....	46
Çizelge 3. 4: Basma mukavemeti tablosu	46
Çizelge 3. 5: Çimento Takviyeli Numunelerin Çekme Testi Sonuçları.....	47
Çizelge 3. 6: Suni Füzyon Çekme Testi Sonuçları	52
Çizelge 3. 7: Burma Deneyi Sonuçları.....	56

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil 1.1: Solda: Normal kemik, sağda: Osteoporotik kemik	1
Şekil 1.2: Kalça kırık miktarının yaşa bağlı insidansı..	2
Şekil 2. 1: Kalıbın Teknik Resmi	25
Şekil 2. 2: Alt ve Üst Kapakların Teknik Resmi.....	26
Şekil 2. 3: Yan Parçaların Teknik Resmi	26
Şekil 2. 4: Yan Parçaların Teknik Resmi	27
Şekil 2. 5: Burcun Teknik Resmi	27
Şekil 2. 6: Üst Kapağın Teknik Resmi.....	28
Şekil 2. 7: Monte edilmiş kalıp	28
Şekil 2. 8: Bölünmüş köpükler.....	34
Şekil 2. 9: Basma Testi Düzeneği	34
Şekil 2. 10: Vida Tasarım Parametreleri	36
Şekil 2. 11: Vida uçları ve radyal boşluk/delik pozisyonları	36
Şekil 2. 12: Çekip Çıkarma Deney Düzeneği	37
Şekil 2. 13: Çekme Deneyi Grafiği.....	38
Şekil 2. 14: Burma Deneyi Düzeneği.....	39
Şekil 2. 15: Burma Deneyi Grafiği	39
Şekil 3. 1: Basma Testinden sonra köpüğün durumu.....	44
Şekil 3. 2: Grade 40 basma test grafiği	45
Şekil 3. 3: Grade 10 basma test grafiği	46
Şekil 3. 4: Tek taraflı slot açılmış numunenin kırılma fotoğrafı.....	57
Şekil 3. 5: Tek taraflı slot açılmış numunenin kırılma fotoğrafı.....	58
Şekil 3. 6: Tek taraflı çift delik açılmış numunenin kırılma fotoğrafı	59
Şekil 3. 7: Çift taraflı 2 delik açılmış numunenin kırılma fotoğrafı	60
Şekil 3. 8: Tek taraflı üç delik açılmış numunenin kırılma fotoğrafı.....	61
Şekil 3. 9: Çift taraflı üç delik açılmış numunenin kırılma fotoğrafı.....	62

KISALTMALARIN LİSTESİ

- PMMA** - Polimetilmetakrilat
- PU** - Poliüretan
- WHO** - Dünya Sağlık Örgütü (World Health Organization)
- KMY** - Kemik Mineral Yoğunluğu
- DEXA** - Dual Enerji X-ışını Absorpsiyometre
- BT** - Bilgisayarlı Tomografi
- MÇK** - Maksimum Çekme Kuvveti
- GPV** - Genişletilebilir Pedikül Vida
- KFS** - Kalsiyum Fosfat Siman
- KPV** - Konvansiyonel Pedikül Vida
- Mm** - Milimetre
- Dk** - Dakika
- Kg/m³** - Kilogram/ Metreküp
- Nm** - Newtonmetre
- MPa** - Megapaskal

1.GİRİŞ

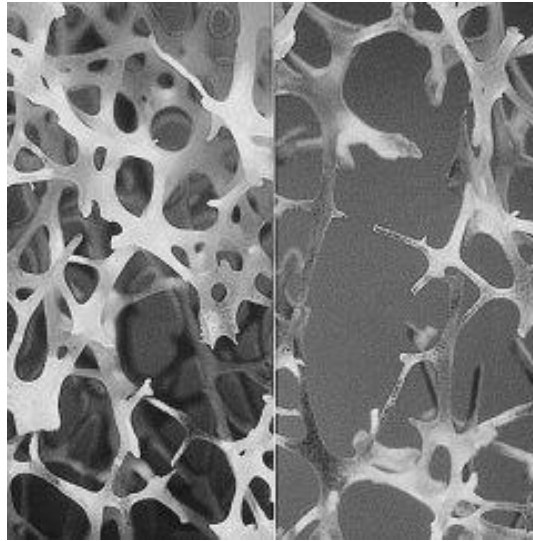
1.1 .Osteoporoz

Osteoporoz (Yunanca "porous bones", οστούν/*ostoun* "kemik" anlamında ve πόρος/*poros*"gözenek" anlamında), kemiğin birim hacimdeki mineral yoğunluğu azalması sonucu kırılabilirliğinin arttığı bir hastalıktır [1].

En çok omurlarda, kalça ve bilek kemiklerinde görülse de vücuttaki bütün kemikler bu durumdan etkilenir. Her iki cinste de görülebilmekle beraber hastaların %80'i kadındır [1].

Osteoporozda azalmış kemik gücü ve yoğunluğu söz konusudur. Kemik gücü öncelikle, bir bütün olarak kemiğin yoğunluğunu ve kalitesini gösterir. Kemik yoğunluğu alan veya hacim başına düşen minerallerin kütlelerinin gram olarak ifade edilmiştir ve herhangi bir bireyde en yüksek kemik kütlesi ve kemik kaybı miktarı ile tespit edilir [2].

30'lu yaşlar civarında kemik kütlesi en üst seviyeye ulaşır, yaş ilerledikçe kemikler artık yavaş yavaş kütle kaybetmeye başlar. Kemik kütlesi kritik olarak azaldığında, bu durumdaki bireylerin kemikleri kırılma riski taşır, osteoporoz tespit edilir [3]. Şekil 1.1 'de normal ve osteoporotik kemikler gösterilmiştir.



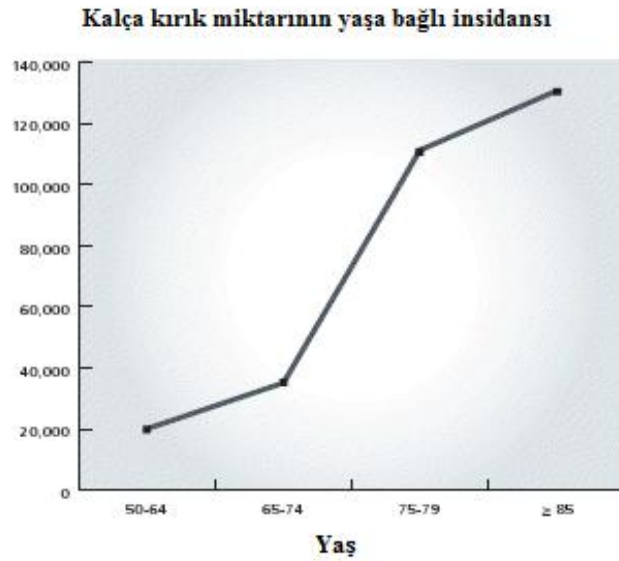
Şekil 1.1: Solda: Normal kemik, sağda: Osteoporotik kemik [4]

1.2.Osteoporozla sebep olan etkenler

Değiştirilemeyen Risk faktörleri;

1-Cinsiyet: Kadınlar erkeklere göre daha fazla risk altındadır. Osteoporozlu 10 milyon kişiden 8 milyonunun(%80) kadın, 2 milyonunun (%20) erkek olduğu tespit edilmiştir [5]. Erkekler bayanlara oranla daha yüksek kemik kütlesine sahip olmalarına rağmen risk altındadırlar. 1994 yılında gerçekleştirilen bir çalışmada, 50 yaş üstü Avrupalı erkeklerin %6'sında osteoporoz saptanmıştır [6]. Yine Amerika Birleşik Devletleri'nde yapılan benzer bir çalışmada bu oran %4 olarak hesaplanmıştır [7]. Ülkemizde yapılan bir çalışmada ise bu oran 40 yaş üstü erkeklerde %9.8 olarak saptanmıştır [8].

2-Yaş: Osteoporotik vertebra kırığı görülme sıklığı hem kadınlarda hem de erkeklerde yaşla bağlıdır. Yaş ilerledikçe osteoporoz olma riski de artmaktadır (Şekil 1.2). 45 yaşaltı erkek ve kadınlarda oluşma sıklığı 20/100000 iken 85 yaşüzerinde bu oran 1200/100000' e kadar çıkmaktadır [9]. Grafik 1'de 2006 yılında ABD'de gerçekleştirilen bir çalışmaya göre kalça kırık miktarının yaşla bağlı insidansı görülmektedir.



Şekil 1.2: Kalça kırık miktarının yaşla bağlı insidansı[10]

3-Vücut şekli: Kısa ve zayıf kadınlar daha çok risk altındadır.

4-Etnik köken: Çalışmalarda osteoporoz sıklığının toplumlara göre farklılıklar gösterdiği saptanmıştır [11]. Beyaz ve Asyalı kadınlar daha büyük risk altındadır, siyah ve İspanyol kadınların riski düşüktür. 50 yaş üstü kadınlarda osteoporoz sıklığı Tayvan'da %10.9 olarak belirlenmişken [12], Amerika'da bu sıklık %20 olarak ölçülmüştür [7, 13]. Birleşik devletlerde, 50 yaş üstü tüm kadınların %22.5'inde kalça bölgesinde osteoporoz saptanmıştır ve 80 yaş üstüne bakıldığında bu oranın %58.7 ye yükseldiği görülmüştür [6]. Ülkemizde yapılan bir çalışmada 40 yaş üstü kadınlardaki osteoporoz sıklığı %18.5 olarak belirlenmiştir [8].

5-Genetik: Aile geçmişi osteoporoz riski açısından önemlidir. Eğer aileden birinde osteoporoz var ise veya kemiklerde hasar oluşmuş ise, osteoporoz riski oldukça yüksektir [14].

Diğer risk faktörleri;

1-Hormonlar: Kadınlarda adet dönemlerinin azalmasına veya menopoza bağlı olarak düşmüş östrojen seviyesi osteoporozu neden olabilir.

2-Anoreksiya nervosa: Osteoporozu neden olabilir.

3-Kalsiyum ve vitamin D alım miktarı: Kalsiyum ve vitamin D'nin düşük olduğu bir diyet bireyi osteoporozu eğilimli hale getirir.

4-İlaç kullanımı: Bazı ilaçlar osteoporoz riskini artırır (kortizon, Antikoagülanlar, Antikonvülzanlar, Kemoterapi vb.).

5-Hareketsizlik: Az egzersiz ve uzun süreli yatak istirahati kemiklerin zayıflamasına yol açabilir.

6-Sigara: Sigara kemik, kalp ve akciğerlere kötü gelmektedir.

7-Alkol: Çok fazla alkol tüketimi kemiklerin kaybına ve kırılmasına neden olabilir [14].

1.3.Osteoporotik Vertebra

50 yaşa ulaşmış erişkinlerde, vertebra kırığı riski el bilek ya da kalça kırığı riskine göre daha yüksek bulunmuştur [15]. Buna karşın vertebra kırıkları genellikle asemptomatik seyredip teşhis edilememektedir. Yapılan çalışmalarda vertebra kırıklarının sadece %30'unun klinik olarak belirlenip tedavi edildiği saptanmıştır [16, 17]. Vertebra kırıkları gelecekte oluşabilecek diğerosteoporotik kırıkların habercisidir [18].

Vertebrada osteoporoz genellikle kendini kompresyon kırığı şeklinde göstermektedir. Kompresyon kırığının görülme sıklığı, yaşın ilerlemesi ve osteoporozun ağırlaşmasıyla birlikte artmaktadır. Bu kırıkların bir sonucu olarak normal spinal eğimler bozulabilmekte, bunun sonucu olarak ise kompresyon kırığı bulunan omurgalarda kifoz ve skolyoz gibi deformatelerin görülme sıklığı artmaktadır [19,20].

Dünya Sağlık Örgütü (WHO), aynı yaş ve cinsiyette normal erişkin popülasyonu ortalamalarının karşılaştırmasıyla yapılan, kemik mineral yoğunluğunu (KMY) baz alan bir osteoporoz tanımı geliştirmiştir [6,19,21].

Osteoporozun tanısı ve izleminde altın standart teknikler dual enerji x-ışını absorpsiyometre (DEXA) ve kantitatif bilgisayarlı tomografi ölçümleridir. DEXA ilk kez 1987 yılında kemik mineral yoğunluğunun ölçümünde hızlı ve güvenilir bir teknik olarak kullanılmaya başlanmıştır [22]. DEXA ve kantitatif bilgisayarlı tomografi kemiğin organik kısmından çok mineral içeriğini ölçmektedir. Kemik mineral yoğunluğu ile kırık riski arasında anlamlı bir ilişki bulunduğundan DEXA osteoporozun tanısında en kabul edilir yöntem olmuştur [23]. Dünya Sağlık Örgütü osteoporoz tanısında DEXA sonuçlarına göre kriterler belirlemiştir (Çizelge 1.1).

Çizelge 1.1: Dünya Sağlık Örgütü osteoporoz tanı kriterleri [9]

Tanı	DEXA Sonuçları
Normal	Kemik mineral yoğunluğu genç erişkin referans ortalamasının 1 standart sapma içinde (T skoru=1)
Osteopenik	Kemik mineral yoğunluğu genç erişkin referans ortalamasının 1 standart sapmadan büyük (T skoru>1)
Osteoporoz	Kemik mineral yoğunluğu genç erişkin referans ortalamasının 2.5 standart sapmadan büyük (T skoru>2.5)
Ciddi osteoporoz	Kemik mineral yoğunluğu genç erişkin referans ortalamasının 2.5 standart sapmadan büyük ve eşlik eden osteoporotik kırık varlığı (T skoru>2.5)

Osteoporotik vertebra kırıklarında tedavinin amacı, ağrının giderilmesi, hastaya günlük fonksiyonlarının kazandırılması ve osteoporozun ilerlemesinin durdurulmasıdır. Günümüzde patolojik kırık tanısı konan hastalarda uygulanan cerrahi girişimler, hastaların kemik kalitesinin yetersiz olması nedeniyle yüksek oranda kaynamama ve implant yetmezliği ile sonuçlanmaktadır. Bu hastaların yaşlı ve ilave hastalıklarının olmasının ise cerrahi operasyon sırasında gelişebilecek morbidite ve mortalite riskinin artmasına neden olduğu da bildirilmektedir [24]. Son yıllarda gelişmekte olan minimal invaziv teknikler sayesinde ağırlı osteoporotik vertebra kırıklarının tedavisinde vertebroplasti ve kifoplasti tekniği geliştirilmiştir. Bu iki yeni teknik ile ağrı ve instabilite sorununun çözülmesiyle birlikte hastaların yaşam kalitesinde önemli oranda artış olmuştur [25].

Dejeneratif omurgada ve ağır instabilitesi olan hastalarda, spinal füzyon en sık uygulanan cerrahi girişimdir [26 - 29]. Spinal füzyonun amacı intervertebral disk yüksekliğini korumak, instabil bölgelerdeki vertebra gövdeleri arasında kemik gelişimi sağlamak, nörolojik fonksiyonların geri kazanımını sağlamak ve ağrıyı gidermektir. Trabeküler kemik greftleri de sıklıkla bu kemik gelişimini desteklemek amacıyla kullanılmaktadır. Kemik füzyonu genellikle operasyon sonrası altıncı ayda tamamlanmaktadır [19].

Yapısal destek sağlamak amacıyla, anterior plak-vidalama veya pedikül vidaları ve rodlardan oluşan rijit yapı elemanlarıyla spinal stabilizasyon gereklidir. Posterior cerrahi girişimde posteriordaki kemik elemanların çıkartılması gerektiğinden pedikül vidası ve rodlarla sağlanacak stabilizasyon zorunludur. Bu yüzden intervertebral implantlarla beraber pedikül vidaları kullanılarak omurgada düzgün dizilim ve stabilitenin korunması sağlanır. Pedikül vidaları ile yapılan rijid spinal fiksasyonun spinal füzyon üzerine olumlu etkisi olduğu çalışmalarda gösterilmiştir [30,31]. Osteoporotik hastalarda kemik-vida ara yüzündeki zayıflık nedeniyle bu rijitliği sağlamak genel bir problemdir [19].

Pedikül vida fiksasyon sistemleri pek çok omurga hastalıklarında kullanılmıştır. Pek çok çalışma pedikül vidaların fiksasyon yetisi üzerine gerçekleştirilmiş, fakat kemik kalitesi, pedikül vida özellikleri, yerleştirme teknikleri ve deneysel metotlar esas alınan çalışmalarda rapor edilen sonuçlar değişken olmuştur. Bu nedenle Kim ve ark. [32] çeşitli pedikül vidası tasarımları ve farklı yoğunluktaki kemiklerde çekme dayanımını değerlendirerek, vida geometrisi faktörlerinin sabitleme yeterliliğine olan etkisini araştırmışlardır. Çalışmalarında dış üstü geometrisi (silindirik veya konik), çekirdek geometrisi (silindirik veya konik) ve dış profili (V şeklinde, payanda şeklinde ve kare-dik açılı şekilde) olmak üzere 9 tip pedikül vida hazırlamışlardır. Pedikül vidalar grade 5,15 ve 20 olan poliüretan köpüklere yerleştirilmiştir. Her bir pedikül vidanın çekme dayanımı MTS 858 makinesi kullanılarak belirlenmiştir. Çalışmaları sonucunda, kemik yoğunluğu dikkate alınmaksızın, maksimum çekme dayanımını dış tarafı silindirik, iç tarafı konik ve dış profili V-şeklinde olan pedikül vida göstermiştir.

Pedikül vidalar sıklıkla posterior omurga implantlarını düzeltmek amacıyla kullanılmaktadırlar. Fakat bazı durumlarda, skolyoz düzeltme operasyonu gibi, vidalar pediküllerden çıkabilmektedir. Bu durum kemik kalitesinin düşük olduğu vakalarda pedikül vida fiksasyonunu kısıtlamaktadır. Evans ve ark. [33] düşük viskozite kemik çimentosu(Palacos LV) veya kemik yerleştirme malzemesi (Cortoss) kullanımının tipik pedikül vidaların (5mm USS Schanz vidaları) çekme dayanımına etkisini araştırmışlardır. 10 adet dana bel omuruna pedikül vidaları yerleştirmişlerdir.

Bir vidayı normal olarak yerleştirip, karşı tarafına ise vida Palacos LV veya Cortoss ile yerleştirilmiştir. Sonra her bir pedikülün arka yüzeyi bir plaka ile çimentolanıp vidalar çekme test makinesi ile çekilmiştir. Palacos LV ve Cortoss çekme dayanımını önemli derecede artırmış, Palacos LV ve Cortoss grupları arasında anlamlı bir farklılık olmadığını belirtmişlerdir.

Halvorson ve ark. [34] kemik mineral yoğunluğunun bel omurgasındaki pedikül vidaların fiksasyon kalitesine etkilerini değerlendirmişlerdir. Normal ve osteoporotik insan bel omurgasında çekme kuvveti saptanmış ve karşılaştırılmıştır. Çalışmalarında vida kanal hazırlığında 4 teknik değerlendirilmiştir. İki pedikül vida/offset katmanlı kanca yapısı, katmanlı kancaların ek sabitlemesi ile sabitleme kalitesini osteoporotik bel omurgasında kullanılabilmesine imkân verecek düzeyde artırıp artırmadığını saptamak için değerlendirilmiştir. Pedikül vidalar anlatılan tekniklerden bir tanesi ile taze dondurulmuş insan kadavra omurlarına yerleştirilmiştir. Daha sonra fiksasyon kuvveti tek eksenli yük çerçevesinde çekilerek değerlendirilmiştir. Kemik mineral yoğunluğu eksen boyunca çekme kuvvetinde kuvvetli etkiye sahiptir. Normal kemikte, vidada kanal hazırlığı sabitlemesinin kalitesini önemli şekilde etkilememiştir. Bununla birlikte, osteoporotik omurgada, delinmemiş veya 5.5mm lik delik açılmış vida kanalından her biri çekme kuvvetini istatistiksel olarak önemli miktarda iyileştirmiştir. Pedikül vidaların çekme dayanımının kemik mineral yoğunluğuyla yüksek derecede ilişkili olduğu ortaya konulmuştur. 5.5mm lik delik veya ganglion bıçak ile preparasyon çekme dayanımını iyileştirmiştir. Pedikül vidaların iki seviyede laminer kancalar ile birlikte kullanımı çekme dayanımını iyileştirmiştir.

Becker ve ark. [35] iki farklı vida tasarımı ve 3 vida yerleştirme metodunu arasındaki çekme kuvvetlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında 5 insan bel omurgasına (L1-L4) yerleştirilmiş transpediküler vidaların çekip çıkarma kuvvetlerini araştırmışlardır. Her bir omurga 4 farklı metod ile tedavi edilmiştir: çimentoya gömülmemiş delinmemiş vida, omurgaplasti delinmiş vida, omurgaplasti çimentoya gömülmüş bütün vida, balon kifoplasti çimentoya gömülmüş bütün vida. Vidalar polimetilmetakrilat ile yerleştirilmiştir (PMMA). Her bir tedavinin çekme kuvveti

Instron test cihazı ile ölçülmüştür. Her bir omurun kemik mineral yoğunluğu Mikro-CT ile ölçülmüştür. Omurgaplasti çimentoya gömülmüş vidalar kontrol grubuna göre önemli derecede yüksek çekme mukavemeti göstermiştir, balon kifoplasti grubu anlamlı bir çekme mukavemeti göstermemiştir. Bununla birlikte delinmiş vidalarla tedavi edilen bazı vakalarda kanala sızıntı oluşmuştur. Bütün omurgalar Mikro-CT de osteoporoz çıkmıştır. Omurgaplasti çimentoya gömülmüş vidalar, delinmiş vidalar ve balon kifoplasti takviyeli vidalar çimentoya gömülmemiş vidalara göre yüksek çekme direnci göstermiştir. Önemli derecede yüksek çekme kuvvetine sadece omurgaplasti çimentoya gömülmüş omurlarda ulaşılmıştır. Delinmiş vida tasarımı vidadaki delme pozisyonuna bağlı olarak kanal arası sızıntıya neden olmuştur. Buna en yakın delme pozisyonu vida tasarımı ve uygun yerleştirme derinliğine bağlı olmak üzere önemlidir. Buna rağmen, uygun bir şekilde tasarlanarak delinmiş vida osteoporotik omurgalarda çimentoya gömülmeye ve yapı elemanlarına olanak sağlar.

Jacob ve ark. [36] kadavra omurundaki tek ve çift yivli pedikül vidalar için gerekli maksimum çekme kuvvetini (MÇK) biyomekanik olarak karşılaştırmışlardır. Çalışma için 40 kadavra omurgası (T11-L5) radyografisi temin edilmiştir. Kemik mineral yoğunluğu (KMY) yatay düzlemde bir kemik densitometresi ile çift x-ışını absorpsiyometri kullanılarak ölçülmüştür. Her bir tasarımdan bir vida karşılaştırmak için yan yana yerleştirilmiştir. Çift yivli ve tek yivli vidaların her biri için KMY, MÇK ile önemli derecede ilişkili bulunmuştur. Kemik mineral yoğunluğunun etkisi haricinde, bu in vitro biyomekanik testte tek ve çift yivli pedikül vidalar arasında MPF de önemli bir farklılık bulunamamıştır. Çift yivli pedikül vidaların hızlı bir şekilde yerleştirilebilir olduğunu belirtmişlerdir.

Lill ve ark. [37] yeni geliştirilen silindirik tasarıma sahip çift çekirdek pedikül vidaların tutunma dayanımını karşılaştırmışlardır. 50 hayvan bel omuru ve 40 insan bel omuru kullanılmıştır. 5 farklı vida türü test edilmiştir. Devirsel yükleme çekme kuvvetinde %24 ve 31 arasında azalmaya ve yerdeğiştirmede %9 'luk bir artış sağlamıştır. Silindirik vida tasarımları çift çekirdek tasarımlarından daha fazla etkilenmiştir. Silindirik vidaların çekme mukavemeti çift çekirdek vidalarından

düşüktür. Çift çekirdek tasarımı pedikül vidaların omurgada iyi sabitleme sağladığı sonucuna varmışlardır.

Hsu ve ark. [38] iki farklı yoğunluktaki (0.32 ve 0.16 gm/cm³) poliüretan köpük kullanarak farklı çekirdek konikliği derecesindeki 3 çeşit pedikül vidanın çekme dayanımı ve sıyrılma torkunu karşılaştırmışlardır. Bu vidaların yapısal performansını karşılaştırmak ve çekme dayanımlarını belirlemek için üç boyutlu sınırlı eleman modelleri geliştirilmiştir. Mekanik testlerde, çekme dayanımı yüksek yoğunluklu köpükte sürekli yüksek, vida yerleştirme ve sıyrılma torku ile yakından ilişkili bulunmuştur. Etkili sıkıştırılmış köpüklerdeki konik çekirdekli vidalar, silindirik çekirdekli vidalardan önemli ölçüde yüksek çekme dayanımı ve yerleştirme torku göstermiştir. Sonlu elemanlar analizlerinin sonuçları köpük sıkıştırılmalı veya sıkıştırmasız durumlardaki mekanik testlerle yakından ilişkili bulunmuştur. Bu çalışmada üç sonuca ulaşılmıştır: poliüretan köpük kemik tutarlı deneysel sonuçlar vermiştir; konik çekirdekli vidalar çekme dayanımı ve yerleştirme torkunu silindirik çekirdekli vidalara göre önemli ölçüde artırmıştır; ve sonlu elemanlar modelleri mekanik testlerin sonuçlarını güvenli bir şekilde yansıtmıştır.

Abshire ve ark. [39] yine silindirik pedikül vida tasarımları üzerine çalışmışlardır. Çalışmalarının amacı, konik vidaların başlangıçtaki sertlik ve fiksasyon dayanımının standart ve silindirik vidalarla karşılaştırılması ve konik vida fiksasyon bozukluklarının değerlendirilmesidir. Biyomekanik analiz ile silindirik ve konik pedikül vida tasarımlarının çekme dayanımları domuz bel omuru kullanılarak karşılaştırılmıştır. Domuz bel omurlarına konik ve silindirik çekirdekli pedikül vidalar aynı kontur ve bölgelere yerleştirilmiştir. Domuz numunelerindeki çekme yüklemeleri sağlıklı insan omuru verileriyle karşılaştırılmıştır. Konik vidalar aynı boyut ve yiv tasarımı silindirik çekirdekli vidalar ile karşılaştırıldığında daha iyi başlangıç sabitleme dayanımı göstermiştir. Çalışmanın sonucunda, uygun tasarlanmış konik çekirdekli vidaların çekme dayanımı, sertlik kaybı olmadan 180° den 360° dereceye döndürülebilir olduğunu belirtmişlerdir. 360° dereceden az olan bu özel konik çekirdekli vidaların sabitleme dayanımını etkilemediğini belirtmişlerdir. Bu

sonuçların küçük yiv alanlı veya önemsiz derecede büyük çaplı vidalar için geçerliliğinin olmadığını vurgulamışlardır.

Demir ve ark. [40] gerçekleştirdikleri çalışmada pedikül vidaların geometrik özelliklerini değiştirmiş ve performanslarını değerlendirmişlerdir. Performans analizleri çekme dayanımı ve burma dayanımı koşullarına göre yapılmıştır. Araştırılan parametreler çekirdek çapı, açılan deliklerin vida aksına uygun olması, ardışık delikler arası açı ve delikler arası uzaklıktır. 4 mm (normal çekirdek çapı), 5 mm (orta büyüklükte çekirdek çapı) ve 5.5mm (yüksek çekirdek çapı) olmak üzere 3 farklı çekirdek çapı çalışılmıştır. Ardışık delikler arası uzaklık her bir alan için bir delik veya iki alan için bir delik olacak şekilde düzenlenmiştir. Ardışık delikler arası açı 90 derece veya 120 derece olarak ayarlanmıştır. Test sonuçlarına göre, orta büyüklükte çekirdek çapı(5mm) olan, iki alan için bir boşluğu bulunan, ardışık delikler arası açının 90 derece olduğu vida, burma ve çekme dayanımı gereksinimleri göz önünde bulundurulduğunda en uygun performansı göstermiştir. Cerrahi operasyonlarda çoktandır kullanılan, deliksiz normal çekirdek çaplı vidaya göre burma dayanımının çok az farkla yüksek, kemik temsil malzemesi olarak grade 40 poliüretan köpük kullanıldığında çekme dayanımının hemen hemen aynı olduğunu bildirmişlerdir. Bu iyi performanslı vidanın yorulma direncinde ilgili standartlarına göre yeterli olduğunu bildirmişlerdir. Bu vidanın çekme kuvvetinin aynı zamanda dana omurunda da test edildiğini ve umut verici sonuçların elde edildiğini rapor etmişlerdir.

Krenn ve ark. [41] dış vida çapları aynı olan vidalar kullanılarak trabeküler kemikteki en uygun vida sabitlemesini sağlayan yiv özelliklerini saptamak amacıyla bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Klinik kullanım için hepsi aynı çap ve uzunlukta olan 3 adet uygun mühendislik sertifikalı vida, yiv özelliklerinin avantajları göz önünde bulundurularak eksenel bir çekme deneyinde karşılaştırılmıştır. Deney malzemesi olarak standart 3 farklı yoğunluktaki (0.12, 0.16, ve 0.32 g/cm³) suni kemik blokları kullanılmıştır. Vida yiv Tip 1(dar yiv alanlı konik çekirdek), diğer tiplere göre anlamlı şekilde iyi tutunma dayanımı göstermiştir. Tip 2 (konik kalın çekirdek ve küçük yiv alanlı), deney malzemelerinin yoğunlukları 0.12 den 0.16

g/cm³ e değiştiğinde çekme kuvvetini artıran tek tip olarak bulunmuştur. Sonuç olarak, sabit dış çapı korunurken vidanın ucu etrafındaki çekirdek çapı azaltılarak, çevresindeki malzemenin sıkışmasına bağlı olarak sürtünme bağlantısı gerçekleşmektedir. Ek olarak dış yüzeyi alanı artışı, Tip 1 de olduğu gibi, daha iyi bir sabitleme fiksasyon sağlamaktadır.

Mehta ve ark. [42] osteoporotik kemiklerde pedikül vida sabitmesinin biyomekanik özelliklerini, standart vidalarla yeni tasarlanmış farklı kalınlıkta çift yivli vidaları karşılaştırarak araştırmışlardır. Farklı pedikül vida yiv tasarımlarının torakolomber omurgasında biyomekanik sonuçlarını değerlendirmek üzere in vitro çalışma gerçekleştirilmiştir. 6 insan kadavrası omurgası (T8-L5) 2 farklı tepe kalınlığı ve 3 farklı yerleştirme tekniği içeren 6 grup için denenmiştir. Kemik mineral yoğunluğu incelenmiş ve yeni tasarlanmış bir vida ve yan tarafa da kontrol vidası yerleştirilip en yüksek yerleştirme torku ölçülmüştür. Osteoporotik kemik için tasarlanmış vidalar yerleştirme torku hesaba katılmaksızın tasarlanmış standart vidalara göre anlamlı olarak daha büyük yerleştirme torku göstermiştir. Çekme yetmezliği ve sertliğin çok değerliken olması kemik mineral yoğunluğu ile açıklanmıştır. Farklı kalınlıkta osteoporotik vidalar bütün son ölçümlerde istatistiksel olarak birbirleriyle benzerlik göstermiştir. Standart pedikül vidalarla karşılaştırıldığında, çift yivli osteoporotik-özel pedikül vidalar anlamlı olarak büyük yerleştirme torku ve benzer çekme özellikleri sergilemiştir. İnce vidaların artmış biyomekaniksel kuvvetleri osteoporotik kemiklerde daha başarılı olan kalın çift yivli pedikül vidalarinkine kadar anlamlı derecede fazla olmamıştır.

Genişletilebilir pedikül vida orijinal olarak kemik kalitesi düşük kemikte kullanılmak üzere geliştirilmiştir, fakat osteoporozlu veya ciddi osteoporozlu omurgada yeterli fiksasyon dayanımı gösterip gösteremeyeceği konusunda bazı endişeler bulunmaktadır. Bu nedenle Gao ve ark. [43] genişletilebilir pedikül vidalarla ilgili bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. alışmalarında 12 taze insan kadavrası omurgasını dört bölüme ayırmışlardır: Bunlar normal, osteopeni, osteoporoz ve şiddetli osteoporozdur. Omurga pedikül vidalarla karşılıklı olarak çimentosuz geleneksel pedikül vida, çimentosuz genişletilebilir pedikül vida, çimentolu geleneksel vida ve

takviyeli genişletilebilir vidayı içeren dört yöntemle göre yerleştirilmiştir. Vidaların çekip çıkarma deneyleri gerçekleştirilmiştir. Genişletilebilir vidanın sabitleme dayanımı geleneksel vidaya göre anlamlı şekilde yüksek olmuştur. Aynı tip vida kullanıldığında, kalsiyum bazlı çimentolanan grubun sabitleme dayanımı çimentolanmayan gruba göre güçlü çıkmıştır. Osteoporotik seviyeye yerleştirilen genişletilebilir vida, çimentolu geleneksel vida ve çimentolu genişletilebilir vida gruplarının çekme dayanımı ve sertliği osteopenik seviyeye yerleştirilen geleneksel pedikül vida grubuyla karşılaştırılabilir olmuştur. Bununla birlikte, ciddi osteoporotik ortamda, herhangi bir yerleştirme metodu kullanılan pedikül vidanın çekme dayanımı osteopenik seviyedeki geleneksel vidadan anlamlı miktarda düşük bulunmuştur. Sonuç olarak çalışmaları; genişletilebilir vida osteopenik veya osteoporotik omurgada güvenli ve uygulanabilir görüldüğünü, kalsiyum bazlı çimentolanmış pedikül vidalara iyi bir başlangıç sabitleme dayanımı sunduğunu ve incelenen hiçbir vida yerleştirme yönteminin şiddetli osteoporotik seviyedeki kemikte istenen sonucu vermediğini göstermiştir.

Vishnubhotla ve ark. [44] genişletilebilir bir titanyum pedikül vidanın standart bir titanyum pedikül vidayla karşılaştırıldığında, başlangıç çekme dayanımı farklılıklarını incelemek amacıyla bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Çalışma in vitro olarak insan kadavrasında gerçekleştirilen biyomekanik bir araştırmadır. İnsan kadavrasından elde edilen taze torakolomber omurgaları standart bel osteoporoz (dual-enerji x-ışını absorpsiyometre[DEXA]) T skorları elde etmek için kantitatif bilgisayarlı tomografi ile görüntülenmiştir. Standart titanyum 6.5 mm çaplı pedikül vida ve genişletilebilir 6.5 mm çaplı titanyum vida (maksimum genişleme çapı=10mm) sağ ve sol bölgelere rastgele dağıtılmıştır. Çekme testleri, sertlik, yük verimi, nihai yük ve enerji analizleri yapılmıştır. Sertlik açısından vida tipleri arasında istatistiksel olarak önemli bir farklılık yoktur. Genişletilebilir vidanın yük veriminin standart vidaya göre yaklaşık %25 daha iyi olmasına rağmen yük verimi açısından gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık görülmemiştir. Nihai yük standart vidayla karşılaştırıldığında genişletilebilir vida için nihai yük istatistiksel olarak yaklaşık %30 gibi bir rakamla yüksektir. Yine standart vidalara göre kemik-implant başarısızlığı için gerekli enerji genişletilebilir vidalarda istatistiksel olarak

daha fazladır. Sonuç olarak, genişletilebilir titanyum pedikül vidalar osteopenik veya osteoporozlu kemiklerde standart titanyum vidalara göre daha iyi çekme dayanımı göstermiştir.

Wan ve ark. [45] osteoporotik koyun omurgasında genişletilebilir pedikül vidanın (GPV) stabilizasyonunun biyomekanik ve histolojik özelliklerini araştırmak amacıyla bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. GPV ve standart pedikül vidalar (SINO vidalar), dört adet ovaryumu alınmış dişi koyunun omurgasına yerleştirilmiştir. Çekme ve çevrimsel burma direnci testleri bu pedikül vidaların tutunma dayanımlarıyla karşılaştırmak için gerçekleştirilmiştir. 3 boyutlu görüntü için yüksek çözünürlüklü mikro-bilgisayarlı tomografi (BT) ile çalışılmıştır. GPV'ların SINO vidalara göre çekme dayanımında %59.6 lık bir artış sağladığı bulunmuştur. Ayrıca GPV'ların gevşemeden önce az yerdeğiştirme ile çok fazla sayıda yüke karşı dayanıklılık gösterdiği belirtilmiştir. Mikro-BT görüntüleri GPV'nın genişletilebilir kısmındaki doku mineral yoğunluğu, kemik hacim oranı, kemik yüzey/kemik hacim oranı, trabeküler kalınlık ve trabeküler ayrılmanın SINO vidaların ön kısmından belirgin olarak daha iyi olduğunu göstermiştir. Ayrıca, kemik-vida ara yüzündeki trabeküler yapının GPV'nın genişletilebilir kısmında SINO vidaların ön kısmından daha yoğun olduğunu bildirmişlerdir. Histolojik olarak, yeni oluşan kemik dokularının GPV'ların merkezine doğru büyüdüğü ve GPV ile yakın ilişkili hale geldiği bildirilmiştir. Çalışmaları GPV'nın osteoporotik omurgada biyomekanik ve histolojik özelliklerinin standart vidaların çok üstünde olduğunu göstermekle birlikte, osteoporozlu hastaların tedavisinde GPV'nın değerli olduğunu vurgulamışlardır.

Bostan ve ark. [46] iki farklı revizyon tekniğın çekme dayanımlarını karşılaştırmak üzere biyomekanik bir çalışma yapmışlardır. 14 bel omuru 4 tane 15 aylık buzağıdan elde edilmiş ve sayıca eşit olan iki gruba ayrılmıştır. Sağ pediküllere monoeksenel 6.0 mm pedikül vidalar yerleştirilmiş ve ekstenel çekme testi 10 mm/dk oranda gerçekleştirilmiştir. Grup 1 'de revizyon PMMA ile kuvvetlendirilmiş aynı boyutlu pedikül vidalarla yapılmıştır. Grup 2 de ise 7.0 mm genişletilebilir vidalar ile yapılmıştır ve maksimum revizyon çekme dayanımlarını kaydetmek için çekme testleri tekrar edilmiştir. Çalışmaları sonucunda, çapı 1 mm geniş olan genişletilebilir

pedikül vidalar pedikül vida fiksasyon revizyonunda aynı boyutlu, PMMA ile desteklenmiş vidalarla benzer çekme dayanımı göstermiştir. Bu vidaların uygulama kolaylığı, pedikül vida kırılması riskini ve çimento sızıntısını önlemesi gibi ek avantajları düşünüldüğünde tercih edilebileceğini vurgulamışlardır.

Lei ve ark. [47] yeni tasarlanmış bir genişletilebilir pedikül vidayı (GPV) dana bel omurundan edinilmiş taze pediküller kullanılarak biyomekanik olarak değerlendirmişler ve geleneksel pedikül vidalar, CD Horizon (CDH), Universal Spine pedikül vida sistemi (USS) ve Tenor (Sofamor Denek) ile karşılaştırmışlardır. Bu pedikül vidalarda tutunma dayanımlarını karşılaştırmak için çekme ve geri çevirme testleri gerçekleştirilmiştir. Ek olarak, “kurtarıcı” revizyon vidası olarak GPV’nin mekaniksel özelliklerini değerlendirmek üzere revizyon testleri yürütülmüştür. Sonuçlar, GPV’nin geri çevirme torku (T_{maks}) ve çekme kuvvetinin (F_{maks}) USS, Tenor ve CDH’tan önemli derecede iyi olduğunu göstermiştir. Revizyon testlerinde, GPV’nin bütün tiplerinin çekme kuvveti (F_{maks}) CDH, USS ve Tenor vidalardan yine önemli ölçüde iyi olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca yorulma testlerinin sonucunda, hiçbir vidanın kırılıp bükülmediğini bildirmişlerdir.

Geçmiş pedikül vida sabitleme vakaları incelendiğinde osteoporotik kemikteki pedikül vida fiksasyonu omurga cerrahları için önemli bir sorun olmuştur. Biyomekanik testler omurga içinde genişleyen pedikül vidaların, riskli kemiklerin sabitlemesini iyileştirdiğini göstermiştir. Bu nedenlerle Cook ve ark. [48] gerçekleştirdikleri çalışmanın amacı genişletilebilir pedikül vidaların kullanımının klinik ve radyografik sonuçlarını yeniden gözden geçirmektir. Çalışmalarında 145 hastada, torakolomber veya bel-sakrum stabilizasyonunu sağlamak için bir veya daha fazla sayıda genişletilebilir pedikül vida kullanmışlardır. Genişletilebilir vida kullanım amacı 21 vakada osteoporoz, 27 vakada geçmiş pedikül enstrümantasyon operasyonunun tekrarlanması, 17 vakada ameliyat esnasında vida yerini değiştirme, 23 vakada destekleme yapmak ve 57 vakada sakrum korteksinin öne penetre olma ihtiyacının önlenmesi için sakrum sabitlemesi olmuştur. Radyografik kaynaşma ve yerleştirilmesinden kaynaklanan komplikasyonların varlığı 35 aylık periyodun ardından gözden geçirilmiştir. 145 vakadan 125’inde (%86) radyografide kaynaşma

gözlenmiştir. Osteoporozlu hastaların %86'sında ve tekrarlanan operasyonların %89'unda kaynaşma gözlenmiştir. Genişletilebilir vidalardan herhangi bir vida gevşemesi veya çıkması gibi bir olay olmamıştır. Vida kırılması kaynaşmanın olamadığı 3 hastayı da içeren toplam 4 hastada(%2.8) meydana gelmiştir. 6 hastada genişletilebilir vidalar kaynaşmadan sonra lokal sıkıntı nedeniyle zorlanmadan çıkarılmıştır. Bu çalışmanın sonuçları genişletilebilir pedikül vidaların pedikül vida sabitlemesinin zor olduğu vakalarda etkili olabileceğini göstermiştir.

Cook ve ark. [49] şiddetli osteoporotik kemikte polimetilmetakrilat(PMMA) çimento takviyeli genişletilebilir pedikül vidanın sabitleme dayanımını sade genişletilebilir vidayla karşılaştırıldığında, daha fazla iyileştirip iyileştiremeyeceğini belirlemek üzere bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Çalışmada pedikül içine çimento yerleştirilmesi için genişletilebilir vidanın orta bölümünün kanüllenmesini içeren bir teknik de tanıtılmıştır. 21 adet taze torakolomber omurgası kullanılmıştır. Kadavra omurunda çimentolu ve çimentosuz genişletilebilir pedikül vidaların aksenal çekme dayanımı, sertlik ve emilen enerji saptanmıştır. Kemik kalitesini saptamak için kemik mineral yoğunluğu (KMY) ve radyografi ölçümleri yapılmıştır. Mekanik çekme dayanımı, sertlik ve başarısızlık için gerekli enerji KMY ile ilişkilendirilmiştir. Çimentosuz genişletilebilir vida ile karşılaştırıldığında çok şiddetli osteoporotik kemikte çekme dayanımında iki kattan fazla artış gösteren çimentolu genişletilebilir vidanın çekme dayanımında ortalama %250 artış olmuştur. Ortalama sertlik ve başarısızlık için emilen enerji de anlamlı olarak yüksek bulunmuştur. Çimentolu bir geleneksel vidanın çekme dayanımı çimentosuz genişletilebilir vida ile benzer bulunmuştur. Sonuç olarak, PMMA çimento takviyeli genişletilebilir pedikül vidanın şiddetli osteoporotik kemikte fiksasyonun başarısı için geçerli ve uygulanabilir bir kliniksel seçenek olduğunu belirtmişlerdir.

Birçok araştırmacı pedikül vidalarının en ideal çekme dayanımları için sorumlu öğeleri değerlendirmişlerdir. Bu çalışmalarda bir önemli değişken vida sabitlemesi olmuştur. Polimetilmetakrilat (PMMA) sabitleme dayanımı açısından altın standart olarak sunulmuştur fakat omurga cerrahisinde uygulandığında ciddi komplikasyon potansiyeli bulunmuştur. PMMA'ya alternatif ekzotermik reaksiyonu engellemesi,

osteokondüktif olması ve vücuttan 30 ile 60 gün arasında erimesi nedeniyle kalsiyum sülfat düşünülmüştür. Bu doğrultuda Rohmiller ve ark. [50] pedikül vida takviyesi açısından yeni bir kalsiyum sülfat çimentosunun dayanımını belirlemek için bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Çalışmanın amacı kalsiyum sülfat ve PMMA'yı çekme dayanımı açısından değerlendirmektir. Deney için PMMA dayanıklılık açısından altın standart olarak düşünülmüştür. 4 kadavradan alınan bel omurlarına pedikül vidalar implante edilmiştir. Bu vidalar kemiğe hem normal olarak yerleştirilmiş hem de kalsiyum sülfat veya PMMA'dan her biri ile takviye edilerek yerleştirilmiştir. Pedikül vida yerleştirilen bel omurlarına aksenal çekme testleri uygulanmıştır. İmplant başarısızlığı için gerekli kuvvet hesaplanıp 3 tip sabitleme metodu ile karşılaştırılmıştır. Kalsiyum sülfat takviyeli pedikül vidanın çekme dayanımını normal olarak yerleştirilmiş pedikül vidaya göre anlamlı olarak artırdığı, benzer şekilde PMMA'nın normal yerleştirilmiş vidaya göre çekme dayanımını artırdığı bildirilmiştir. Kalsiyum sülfat ve PMMA takviyesi arasında anlamlı şekilde bir farklılık olmadığı rapor edilmiştir. Çalışma sonucuna göre test edilen kalsiyum sülfat kemik pastasının omurilikte büyük risk olmadan PMMA ile benzer dayanım gösterdiği ve kalsiyum sülfat pastasının omurga kaynaşmasını sağlamada olumlu osteokondüktif etki sağladığı belirtilmiştir.

Burval ve ark. [51] osteoporotik omura sabitlenen pedikül vidaların çekme dayanımlarını karşılaştırmak amacıyla bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Vidalar polimetilmetakrilat kullanılarak standart transpediküler yaklaşım ve kifoplasti tip yaklaşım olmak üzere 2 takviye tekniği ile yerleştirilmiştir. 13 osteoporotik ve 9 insan bel omuru test edilmiştir. Tüm numuneler standart bir teknik kullanılarak pedikül vidalar yerleştirilmiştir. Osteoporotik pediküller polimetilmetakrilat ile ya kifoplasti veya transpediküler tip gömme tekniği ile yerleştirilmiştir. Çekme testleri uygulanmış ve testlerden sonra vidaların çıkarılmasını takiben numuneler çimento dağılımını incelemek için aksenal düzlemde omur gövdesinin merkezinden geçecek şekilde kesilmiştir. Sonuç olarak; Polimetilmetakrilat ile pedikül vida takviyesinin osteoporotik omurgada başlangıç sabitleme ve yorulma dayanımını iyileştirdiği, kifoplasti tekniği kullanılarak yerleştirilen pedikül vidaların transpediküler gömme

tekniki ve kontrol için takviye edilen sağlıklı omura yerleştirilen vidalarla karşılaştırıldığında çekme dayanımını anlamlı şekilde artırdığı bildirilmiştir.

Hashemi ve ark. [52] gerçekleştirdikleri çalışmanın amacı, manuel olarak basınçlı enjeksiyon olmadan uygulanan partiküllü kalsiyum fosfat(KF) kemik takviye ürününün (Skelite) mekanik etkinliğini saptamaktır. Araştırmalarında osteoporotik ve normal kemikle uyumlu olan 0.16 ve 0.32 g/cc yoğunluktaki poliüretan bloklara pedikül vidalar yerleştirilmiş ve ölçümler gerçekleştirilmiştir. Biyomekanik analiz hücresel-gözenekli poliüretan köpüklerdeki takviye edilmiş ve edilmemiş pedikül vidaların aksenal çekme dayanımları ve yerleştirme-giriş torklarını karşılaştırılmıştır. KF eklenmesi ile en yüksek çekme dayanımı ve yerleştirme torku arasında istatistiksel olarak önemli ilişki olduğu ortaya çıkmıştır. Granüler KF takviyesinin çekme kuvvetini her bir başarısızlığa uğramış (çekip- çıkarılmış) numunelerde ve düşük yoğunluktaki poliüretan bloklarda (porözlü osteoporotik kanselöz kemik) artırdığı sonucuna varmışlardır.

Pedikül vida yerleştirilmesi torakolomber omurgasının rijit sabitlemesi için artan bir popüleriteye sahip olmaktadır. Bununla birlikte, pedikül vidalar oldukça yaşlı osteoporotik hastalarda kullanıldığında, vida-kemik ara yüzü kolayca aşınmaktadır. Sonuç olarak vida gevşeme riski ve ameliyat sonrası sıyrılma artmaktadır. Yazu ve ark. [53] osteoporotik omurgada kalsiyum fosfat çimento takviyeli yeni geliştirilmiş bir pedikül vidanın sabitleme açısından etkinliğini değerlendirmek amacıyla bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Yeni geliştirilen vida önceki vidalarla aynı şekle sahiptir fakat içi boş ve 20 küçük kanallı(1.3 mm çaplı) olacak şekilde üretilmiştir. 15 mumyalanmış kadavra bel omuruna 2 tip pedikül vida (standart vida ve yeni geliştirilen vida) yerleştirilmiştir. Sadece yeni geliştirilen vida yerleştirildikten sonra kalsiyum fosfat çimento ile takviye edilmiştir. 7 gün sonra, aksenal çekme testi gerçekleştirilmiştir. Bulgular doğrultusunda, kalsiyum fosfat çimentosu ile takviye edilmiş yeni geliştirilen vidanın osteoporotik omurganın pedikül vida sabitlemesinde yararlı olduğu sonucuna varmışlardır.

Taniwaki ve ark. [54] ovaryektomi yapılmış ve yapılmamış osteoporoz indüklenmiş dişi av köpeklerine yerleştirilen pedikül vidaların mekanik stabilitesinde kalsiyum

fosfat çimentosunun(KFS) etkisini araştırmışlardır. Omur gövdesinin tabanından enlemesine bir yuva açılıp KFS bu boşluğa enjekte edilmiş ve daha sonra aynı boşluğa vida yerleştirilmiştir. İki boyutlu X-ışını absorpsiyometrisinde kanıtlanan osteoporoz varlığında, KFS ile takviye edilerek yerleştirilen vidaların çekme ve sefalokaudal kuvvetler karşısındaki stabilitesinin KFS kullanılmayan numunelerle karşılaştırıldığında, operasyondan sonra ilk hafta %28 ve %54, 2. Hafta %48 ve %71, %56 ve 4. Haftada %68 olmak üzere anlamlı şekilde arttığını ve çekme dayanımının ameliyat sonrası zamanla devamlı olarak arttığını bildirmişlerdir. Bulguları sonucunda, KFS'nin yerleştirilen pedikül vidaların stabilitesini artırdığı ve sabitlemiş osteoporotik hareket segmentlerinin sertliğini artırdığını bildirmişlerdir.

Milcan ve ark. [55] takviye materyali olarak butil-2-siyanoakrilat kullanılan pedikül vidaların çekme dayanımını saptamak amacıyla bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. PMMA takviyesi standart metot olarak bilirse de kullanımı birçok komplikasyon oluşturmaktadır. Butil-2-siyanoakrilat biyolojik olarak eriyebilen, biyouyumlu, maliyeti düşük ve enfeksiyona sebep olmaması gibi nedenlerle PMMA'ya alternatif olarak sunulmuştur. Pedikül vidalar taze dana bel omurlarına; takviye edilmemiş doğal kemiğe(grup 1), butil-2-siyanoakrilat takviye edilmiş kemiğe (grup 2), ve PMMA takviye edilmiş kemiğe (grup 3) yerleştirilmiştir. Eksenel çekme testleri ve analizler yapılmıştır. Grup 1 ve grup 2 arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı ayrıca PMMA takviyesinin butil-2-siyanoakrilat ve doğal kemikle karşılaştırıldığında çekme dayanımını artırdığı bildirilmiştir. Çalışmanın sonuçları butil-2 -siyanoakrilat'ın doğal kemik veya PMMA takviyesiyle karşılaştırıldığında pedikül vidaların takviyesine katkısı olmadığını göstermiştir. Butil-2-siyanoakrilatın osteoporotik örneklerdeki etkinliğinin değerlendirilebilmesi için daha fazla çalışma gerektiğini vurgulamışlardır.

Yaşlanan nüfus ile, osteoporoz ve osteoporotik kırıklar giderek yaygın hale gelmektedir. Bu tip kemikte yeterli vida sabitlemesi zordur. Vidalar kemiğe iyi nüfuz etmesi için çoğunlukla kemiğe çimento ile gömülmektedir. Fakat mevcut çimento teknikleri implant stabilitesini sağlayamamaktadır. Bu nedenle McKoy ve ark. [56] osteoporotik kemikte sabitleme için polimetilmetakrilat (PMMA) ile enjekte

edilebilen kenarları delikli yeni bir kanüllü vida tanıtmışlardır. PMMA enjekte edilen bu kanüllü vidanın ideal tutunma kuvvetini PMMA ile standart tekniklerle yerleştirilen aynı boyutlardaki deliksiz-bütün vida ile karşılaştırmışlardır. Bütün vidaları mumyalanmış ve taze dondurulmuş bel omurgalara yerleştirmişler ve mekanik test sistemini kullanarak çekip-çıkarmışlardır. Bulgularına göre, kanüllü vida standart vida ile karşılaştırıldığında %278 fazla tutunma kuvveti göstermiştir, bununla birlikte kanüllü vida osteoporotik kemikte anlamlı şekilde fazla tutunma kuvveti sağlamıştır. Bu yeni geliştirilen vidanın osteoporotik kemikte sabitleme açısından umut verici olduğunu ve klinik değerlendirmeler gerektiği bildirilmiştir.

Yi ve ark. [57] gerçekleştirdikleri çalışmanın amacı, kalsiyum sülfat çimentosu ile takviye edilen pedikül vidaların uzun süreli in vivo biyomekanik performansını araştırmaktır. Çalışmalarında 10 adet pedikül vidayı polimetilmetakrilat(PMMA), kalsiyum sülfat çimento kullanılarak veya çimento malzemesi kullanılmadan hayvan bel omurgasına monte etmişlerdir. Hayvan deneklerini 3 çalışma perioduna 1, 6 hafta ve 12 haftaya rastgele seçmişlerdir. Belirlenen çalışma periyodunun sonunda hayvanlar öldürülmüş, aksenel çekme testleri ve histolojik analizler gerçekleştirilmiştir. 1-gün, 6-hafta ve 12- haftalık kontrol grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Aynı şekilde 1-gün, 6-hafta ve 12 haftalık kalsiyum sülfat grubu arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. PMMA grubunun en yüksek çekme dayanımını kalsiyum sülfat grubununkinden anlamlı şekilde fazla bulmuşlardır, kalsiyum sülfat grubunun en yüksek çekme dayanımını kontrol grubununkinden anlamlı şekilde fazla bulmuşlardır. Kalsiyum sülfat emiliminin histolojik ilerleyişinin belirgin olduğunu gözlemişlerdir. 12 haftalık kalsiyum sülfat grubundaki vida etrafındaki kemik duvarları 12 haftalık kontrol grubu ve 12 haftalık PMMA grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha kalın bulunmuştur. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, enjekte edilebilen kalsiyum sülfat çimentosunun pedikül vida sabitlemesinin çekme dayanımını iyileştirdiğini, bu etkinin kalsiyum sülfat çimentosu tamamen emildiğinde korunabileceğini, ve bunun kalsiyum sülfat çimentosu erimesi ile kemik büyümesinin paralel olmasından kaynaklandığını belirtmişlerdir.

Kang ve ark. [58] pedikül vida gevşemesini polimetilmetakrilat (PMMA) kullanarak modifiye transpediküler vida gömülme tekniği ile tedavi etmişlerdir. Çalışmalarında, sertleştirilmiş PMMA'nın sabitleme etkisinden faydalanmak istemişlerdir. 3 yıl önce L3/4/5 füzyon operasyonu geçirmiş ve bu operasyondan sonra sürekli devam eden bel ağrısı şikayeti bulunan 56 yaşında yaşlı bir erkek hastanın bilgisayarlı tomografisinde L5 te pedikül vida etrafında radyolüsent alan görmüşlerdir. Kang ve ark. L5 pedikül vidayı modifiye pedikül vida gömülme tekniği ile PMMA kullanarak monte etmişlerdir. L3/4/5 pedikül vida fiksasyonunu çengel olmadan ve operasyon alanını genişletmeden gerçekleştirmişlerdir. Bu modifiye edilmiş tekniğin, etrafında ölü alan bulunan gevşemiş vida tedavisinde PMMA kullanılarak uygulanan transpediküler sertlik gömülmesinin bir benzeri olduğunu vurgulamışlardır. Ölü alanı 1-2 cc PMMA ile doldurduktan sonra küçük bir vida yerleştirmişlerdir. PMMA bir kere sertleştiğinde küçük vidayı çıkarıp daha kalın bir vida yerleştirmişlerdir. 10 aylık takipte, radyografi L3/4/5 in kuvvetli füzyonunu gösterdiği ve hastanın bel ağrısının azaldığını rapor etmişlerdir. Bu PMMA kullanılarak uygulanan modifiye transpediküler vida monte tekniğinin sabitleme etkisinin kolay ve pedikül vida gevşemesinde etkili bir cerrahi teknik olduğunu belirtmişlerdir.

Cho ve ark. [59] polimetilmetakrilat (PMMA) yada kalsiyum fosfat çimento (KFS) ile gömülmüş pedikül vidaların çıkarılması için gerekli torku saptamak üzere bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Çalışmalarında 24 osteoporotik omurgada (48 pedikül) pedikül vidalar yerleştirilmiştir. Her bir vidanın maksimum yerleştirme torku ve çekme dayanımı kaydedilmiştir. Pedikül vidaların çekilmesinden sonra, omurgaları her birinde 12 pedikül olmak üzere 2 gruba (toplam 24 pedikül) ayırmışlardır. İlk grupta PMMA pediküller içine enjekte edilip ikinci grupta pedikül vidalar yerleştirildikten sonra kalsiyum fosfat çimento enjekte edilmiştir. Sırayla PMMA veya kalsiyum fosfat çimento ile gömülmüş pedikül deliklere pedikül vidalar yerleştirilmiştir. Son olarak, gömülen bütün vidalar çıkarılıp maksimum çıkarma torku dijital bir tork anahtarı kullanılarak kaydedilmiştir. Çalışma doğrultusunda pedikül veya lamina kırığı gözlenmediğini belirtmişlerdir. Çalışma sonucuna göre, pedikül vidaların PMMA veya kalsiyum fosfat çimento takviyesinden sonra güvenli ve rahat bir şekilde çıkarılabildiğini belirtmişlerdir.

Wu ve ark. [60] şiddetli osteoporozlu yaşlı hastalarda vida gevşeme sıklığı önemli ölçüde arttığını vurgulamışlardır. Genişletilebilir pedikül vida sabitlemesinin açık omurga çimento takviyesi osteoporotik omurgada sabitleme dayanımını iyileştirebilmektedir. 6 adet osteoporotik bel omurgalarından 20 kadavra omurgası (L1-L5) elde edilmiştir. Eksenel çekme testleri 4 metotta maksimum çekme dayanımını (Fmaks) karşılaştırmak üzere gerçekleştirilmiştir: 1-Konvansiyonel(geleneksel) pedikül vidalar(KPV), 2-Genişletilebilir pedikül vida(GPV), 3-Çimento takviyeli KPV(çimentolu-KPV), 4-Çimento takviyeli GPV(çimentolu-GPV). Bulgulara göre, çimentolu GPV'nın Fmaks ve enerji emilimini kontrol grubununkinden anlamlı şekilde daha yüksek bulunmuştur. Şiddetli osteoporozlu grupta ortalama kemik mineral yoğunluğu osteoporozlu gruba göre önemli derecede düşük bulunmuştur. Osteoporozlu grupta, çimentolu-GPV grubu Fmaks'ı KPV ve çimentolu-KPV gruplarından sırasıyla %43 ve %21 daha fazla iyileştirmiştir. Şiddetli osteoporozlu grupta, çimentolu-GPV Fmaks'ı KPV, GPV ve çimentolu KPV gruplarından sırasıyla %59, %22 ve %26 daha fazla artırmıştır. Çimentolu-GPV grubunda vida gevşemesi meydana gelmemiştir ve omurga füzyonu gerçekleşmiştir. Çimentolu-KPV grubunda, radyolusensininde mevcut olduğu 4 vida(%4.2) gevşemiştir. Hiçbir grupta omurga kanalına çimento sızıntısı olmamıştır. Sonuç olarak, çimentolu-GPV'nın fiksasyon dayanımını biyomekanik olarak artırabildiğini ve şiddetli osteoporozlu hastalarda vida gevşeme riskini azaltabileceğini belirtmişlerdir.

Osteoporotik omurganın sabitlenmesi bazen geleneksel pedikül vidanın gevşemesi veya çıkmasına bağlı olarak başarısızlıkla sonuçlanabilmektedir. Bununla birlikte, polimetilmetakrilat (PMMA) ile takviye edilen vidalar komplikasyon riski taşımaktadır. Bu doğrultuda Yamana ve ark. [61] osteoporotik omurga kırıkları için PMMA'lı yeni ve orijinal bir pedikül vida sistemi geliştirmişlerdir. Bu tekniğin etkinliği ve güvenliğini belirlemek için bu yeni geliştirilen pedikül vida sistemini osteoporotik omurga kolapsı olan hastalara uygulamışlardır. Osteoporotik kompresyon kırık şikayeti olan 34 adet yaşlı hastayı pedikül vida sistemi kullanarak posterolateral füzyon ile tedavi etmişlerdir. Ortalama takip süresi 37 ay olmuştur. Bulgularına göre, pedikül vida sisteminin osteoporozlu omurgayı stabilize ettiğini ve

yerleşmeden doğabilecek başarısızlığı azalttığını rapor etmişlerdir. Ayrıca pedikül vida yerleştirilmesi tekniğinin çimento takviyesinden doğabilecek komplikasyonları azalttığını vurgulamışlardır. Çalışmacılar osteoporotik omurga için kullanılan pedikül vida sisteminin, ameliyat posterior yaklaşım ile gerçekleştirildiğinde etkili ve güvenli olabileceğini düşündüklerini söylemişlerdir.

Birçok araştırmacı şiddetli osteoporotik kemiklerde hazırlanan yuvaya vida yerleştirilmeden önce polimetilmetakrilat (PMMA) yerleştirilmesinin pedikül vidaların sabitlenmesini iyileştirebileceğini bildirmişlerdir. Bununla birlikte, pedikül vidaların PMMA ile birlikte kullanılabilir şekilde tasarlanmadığını bildiren Sugimoto ve ark. [62] PMMA ile kullanılan ve yeni geliştirilen pedikül vida ile tedavi edilmiş omurga kolapsı mevcut olan bir hasta ile ilgili bulguları sunmak üzere bir vaka raporu gerçekleştirmişlerdir. Hasta biraz ağır kaldırma sonucu sırt ağrısı çeken 74 yaşında yaşlı bir bayandır. Radyografler ve MR görüntü sonuçları omurga kolapsı ve omurga T12'nin arka duvarından ciddi nöral kompresyon olduğunu göstermiştir. Pedikül vidanın düzenli şekilde aralıklı delikler bulunan dış kaplama ve iç tarafında çıkarılabilir, dişli bileşenden oluştuğunu açıklamışlardır. Dış kaplama ve iç bileşenin yerleştirilmeden önce birleştirdiklerini ve pedikül vidanın PMMA ile dış kaplamadaki delikler aracılığıyla bağlandığını eklemişlerdir. Ayrıca araştırmacılar pedikül vida kullanarak T11-L1 posterior füzyon ve laminektomi gerçekleştirmişler, ve T12'nin transpediküler bir omurgaplastini gerçekleştirmek üzere hidroksiapatit blok kullanmışlardır. Sonuç olarak, lateral radyografide pedikül vida gevşemesi olmaksızın kemik birleşmesini gözlemişlerdir. Araştırmacılar osteoporotik omurga kırığından ardından posterior omurga füzyonu ve omurgaplastide pedikül vida kullanımının gecikmiş omurilik felci(parapleji) için uygun bir seçenek olduğunu düşündüklerini bildirmişlerdir.

Johnson ve ark. [63] açık hücre sert köpüklerin ve her bir köpükten elde edilmiş sentetik bir omurga gövdesinin morfolojik ve mekanik özelliklerini (statik, dinamik) kapsamlı olarak sunmak üzere bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Sentetik omurga fiberglas rezin korteks ile çevrelenmiş silindirik bir açık-hücre köpük merkezi içermektedir. Açık-hücre sert köpüğün insan omurga kanselöz kemiğiyle

benzer morfoloji ve poröziteye sahip olduğu ve açık-hücre materyalleri ve trabeküler kemikteki gibi benzer ezilme veya kırılma çökme bandı gösterdiği bildirilmiştir. Ancak insan kemiği ile karşılaştırıldığında belirgin olarak daha düşük bir basınç kuvveti ve belirgin katsayı ile sonuçlanan köpük materyal yoğunluğu doğal trabeküler kemikten %40 daha düşüktür. Basınçlı yorulma testlerinde devir sırasında, sentetik omurga insan ve hayvan omurga trabeküler kemiğine benzer şekilde başlangıç belirgin katsayı, kademeli katsayı azalması, germe birikmesi ve S-N eğimi göstermiştir. Sentetik açık-hücre köpük, omurga araştırmacılara çimento enjeksiyonunun etkilerini inceleyen çalışmaları da içeren statik ve dinamik biyomekanik tecrübe açısından insan omurga kemiğine alternatif sunmaktadır.

Zdero ve ark. [64] trabeküler kemikteki vida çıkma oranının trabeküler kemikteki etkilerini ve sentetik kanselöz kemikteki vida çekme dayanımı incelemek üzere bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. 60 adet sentetik trabeküler kemik küpüne (40x40x40 mm) ortopedik trabeküler kemik vida yerleştirmişlerdir. Vidaların başarısızlık kuvveti, başarısızlık makaslama stresi, başarısızlık enerjisi, başarısızlık yer değiştirmesi, mukavemet kuvveti ve çıkarılma enerjisi sonuç ölçümlerini elde etmek üzere çıkarmışlardır. 10 adet test grubu (her bir grup için 6 küp) 1mm/dk, 2.5mm/dk, 5mm/dk, 7.5mm/dk, 10mm/dk, 20mm/dk, 30mm/dk, 40mm/dk, 50mm/dk, 60mm/dk çıkma oranlarında çıkarılmıştır. İstatistiksel olarak en fazla farklılığı diğer oranlarla karşılaştırıldığında 5mm/dk ve 60mm/dk oranında gözlemişlerdir. Başarısızlık kuvveti, başarısızlık stresi ve direnç kuvveti artmıştır ve yüksek olarak doğrudan çekme oranıyla ilişkili bulmuşlardır. Başarısızlık kuvveti, başarısızlık stresi ve direnç kuvvetinin sentetik trabeküler kemikte kemik vida çekme oranından etkilendiğini; başarısızlık enerjisi, başarısızlık displasmanı ve çıkarılma enerjisinin ise değişmediğini belirtmişlerdir. Bu çalışmanın, sentetik trabeküler kemikte trabeküler kemik vida çıkma oranının kapsamlı bir araştırması olarak gerçekleştirilen ilk çalışma olduğunu vurgulamışlardır.

Şiddetli osteoporotik omurgada pedikül vida sabitlemesi ortopedik ameliyatlara için sorun olmaktadır. Önceki literatürler çimento takviyeli kanüllü vidalar için radyal deliklerin etkileri ve kemik/vida ara yüzünde pilot delik açılması üzerinde üzerinde

yeteri kadar durmamışlardır. Bu gibi nedenlerden dolayı Chen ve ark. [65] bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Çalışmalarında yeni tasarlanmış radyal delikli veya deliksiz kanüllü pedikül vida kullanmışlardır. Özel olarak tasarlanmış radyal delikli veya deliksiz kanüllü pedikül vidaları yivli veya yivsiz pilot deliklere yerleştirip daha sonra çimento enjekte etmişlerdir. Standart bir sentetik kemiği (test bloğu) her bir vida tasarımı için platform oluşturmak için kullanmışlardır. Vida yerleştirilen numuneleri aksenal çekme başarısızlığı için test etmişlerdir. Bulgularına göre, çimento takviyeli kanüllü vidalar çekme dayanımını normal vidalara göre önemli derecede artırmıştır. Ek olarak, kanüllü vidalardan sızan çimento miktarı radyal deliklerin sayısının artmasıyla birlikte artış göstermiştir, buda kanüllü vidaların çok sayıda radyal deliklerle ortalama nihai (en üst düzey) çekme dayanımının artmasını sağlamıştır. Radyolojik incelemelerinde akış yoluna en yakın deliklerde çimento sızıntısı görülürken geriye kalan distal deliklerde hiçbir çimento sızıntısı olmamıştır. Kanüllü vidaların deliklerinden açık hücre test bloklarına çimento sızmasının, çimento sızan bölgede kompozit (çimento/kemik) bir yapıya yol açtığını belirtmişlerdir. Kompozit vidalara iyi bağlandığı halde başarısızlıkla sonuçlanan numunelerde yaptıkları gözlemleri başarısızlığın kompozit/kemik ara yüzünde oluştuğu göstermiştir. Bunun, vida/kompozit arayüz dayanıklılığının kompozit/kemik arayüz dayanıklılığından çok daha fazla olduğu anlamına geldiğini bildirmişlerdir. Pilot deliklerin vidaların çekme dayanımını azalttığını rapor etmişlerdir. Sonuç olarak, PMMA çimento takviyeli radyal delikli fakat klavuzlanmayan kanüllü vidaların şiddetli osteoporotik kemikte sabitleme sorununu çözümede uygun bir klinik seçenek olabileceğini vurgulamışlardır.

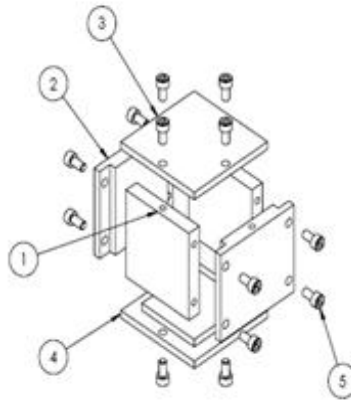
2. DENEYSEL YÖNTEM

2.1. Köpüklerin Üretimi

Bu çalışmada Trabeküler kemiği temsilen sentetik katı poliüretan köpükler kullanılmıştır. Poliüretan köpükler ortopedik implantların çekme dayanımlarının test edildiği çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadırlar. Poliüretan köpüklerin özellikleri ASTM F1839’da yer almaktadır. Bu çalışmada standartlara göre hazırlanmış iki farklı grade’te poliüretan köpük kullanılmıştır. Köpüklerin üretimi ve testleri TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesinin Biyomekanik Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Çalışmada kullanılan grade 40 köpükler sağlıklı kemikleri Grade 10 köpükler ise osteoporotik kemikleri temsil etmiştir.

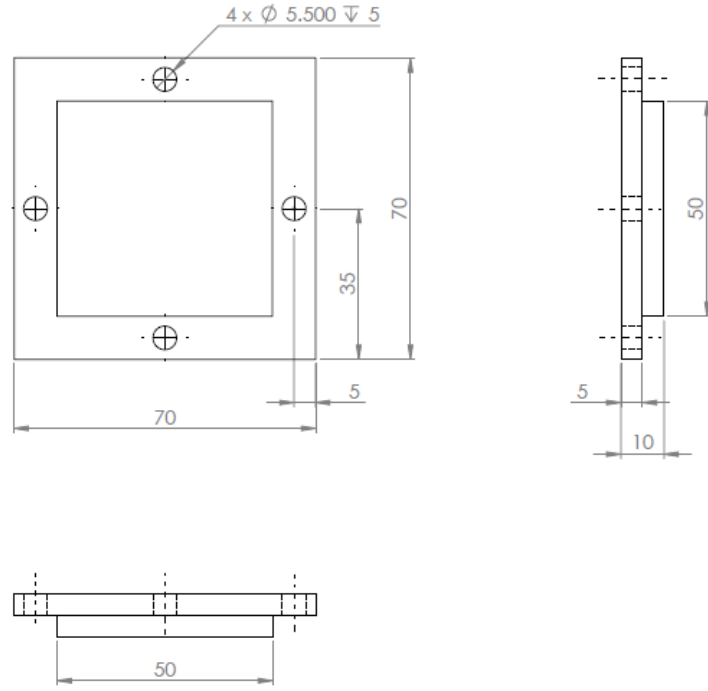
2. 1.1.Kalıp Tasarımı

Kalıplar kolay monte ve demonte edilebilmesi için altı parçadan imal edilmiştir. Kalıp 5x5x5 cm boyutlarında üretilmiştir. Kalıp tasarımı mümkün olduğunca sızdırmaz olacak şekilde tasarlanmıştır. Üst kapak çimento takviyeli deneyler için ayrı, suni füzyon deneyleri için ayrı tasarlanmıştır.

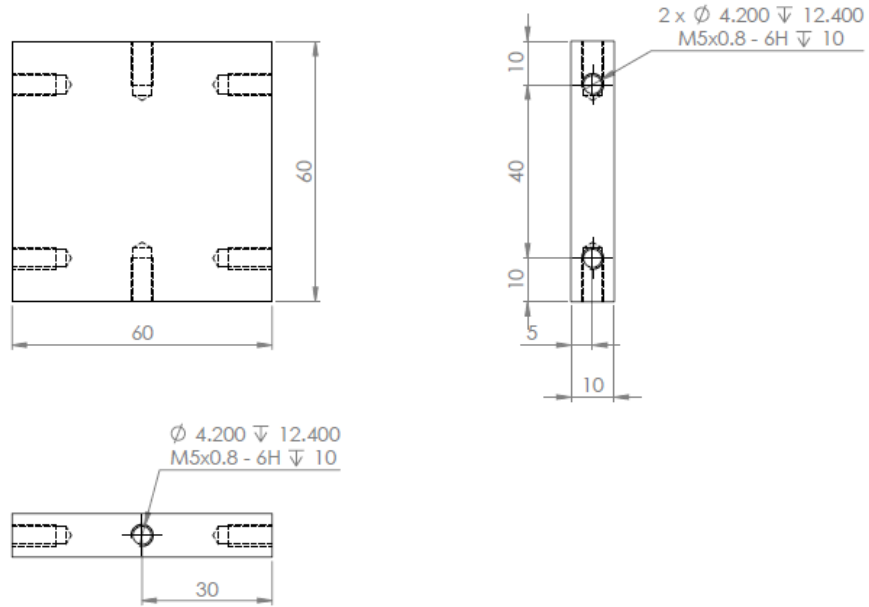


Şekil 2. 1: Kalıbın Teknik Resmi

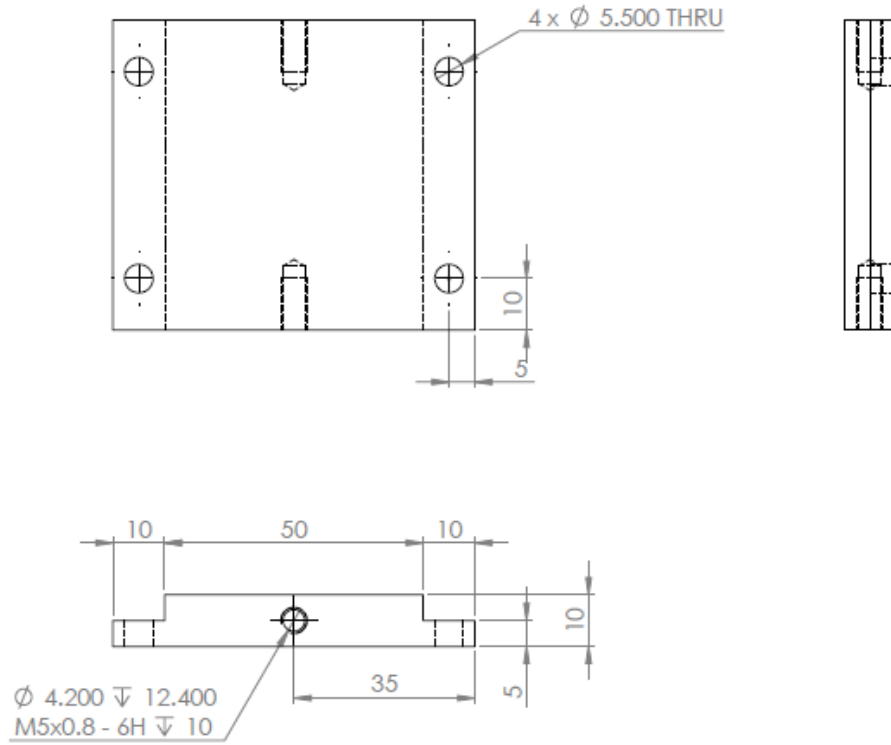
- | | |
|---|---------------|
| (1) Yan Parçalar (2 adet) | (3) Alt Kapak |
| (2) Yan Parçalar (2 adet) | (4) Üst Kapak |
| (5) 818.3.1M – 5x0.8x10 Hex SHCS—10 NHX | |



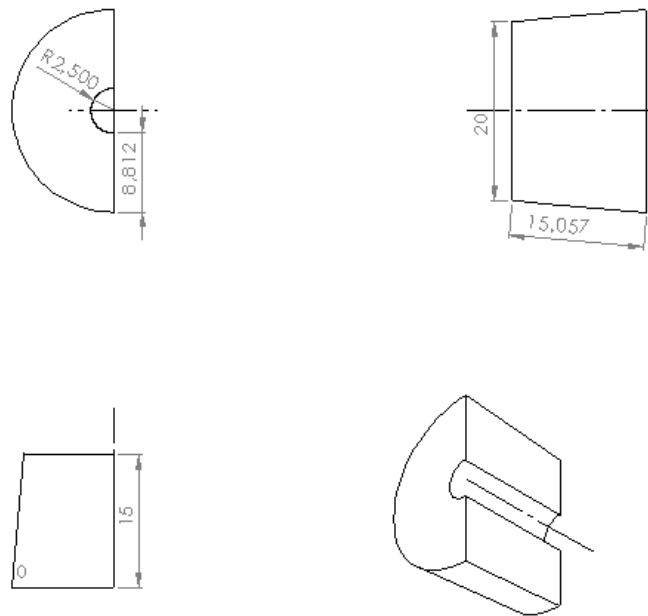
Şekil 2. 2: Alt ve Üst Kapakların Teknik Resmi(No:3-4)



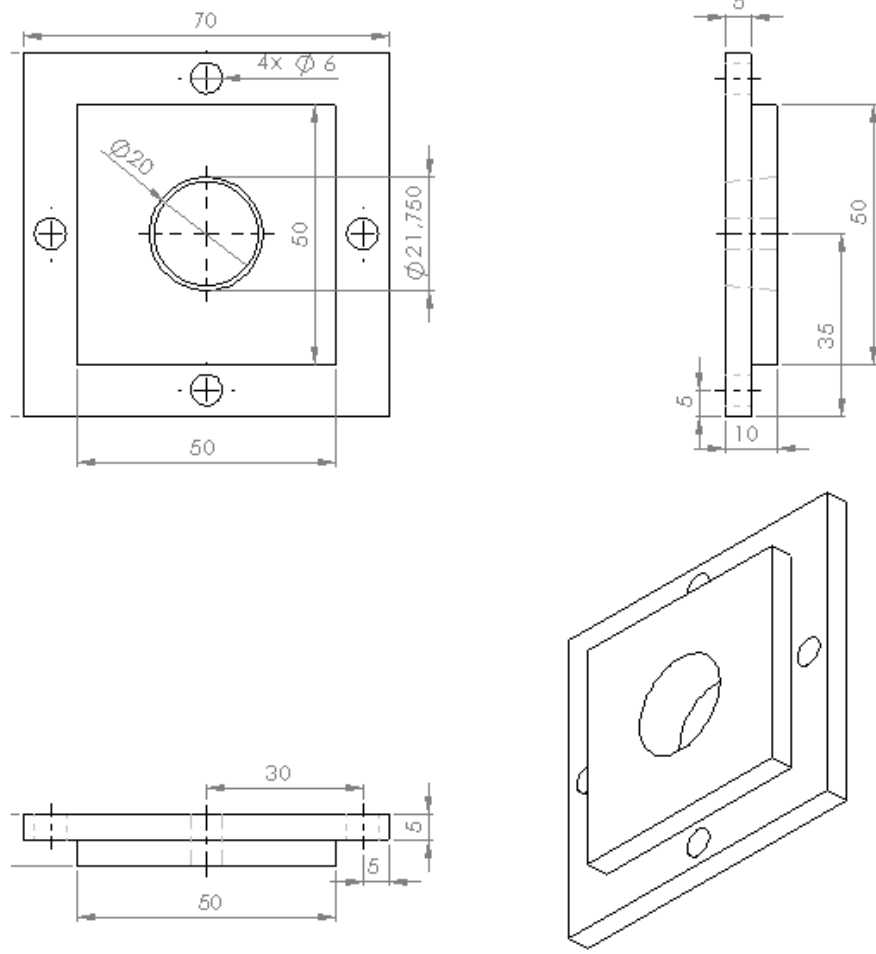
Şekil 2. 3: Yan Parçaların Teknik Resmi (No:1)



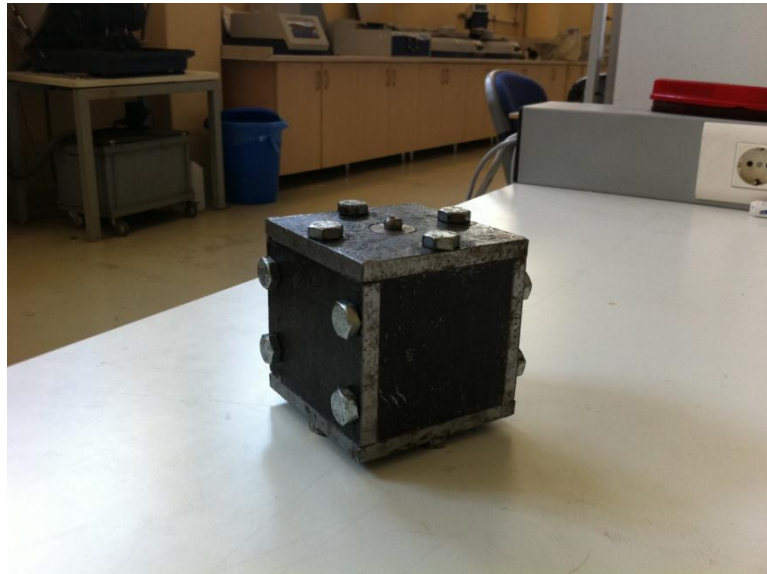
Şekil 2. 4: Yan Parçaların Teknik Resmi (No:2)



Şekil 2. 5: Burcun Teknik Resmi



Şekil 2. 6: Üst Kapağın Teknik Resmi



Şekil 2. 7: Monte edilmiş kalıp

2.1.2.Poliüretan

Poliüretan köpükler ya da poliüretan esaslı ürünler iki ana malzeme ile bunları kimyasal reaksiyona sokan katalizler ve kabarmalarını (köpürme) sağlayan ajanlardan oluşur.

Bu iki ana malzeme:

I.Bileşen (Component A) : Poliöl Sistem

II.Bileşen (Component B) : İzosiyanat

Poliöl Sistem: Polieter veya poliester bazlı poliollerle, bunların içerisine uygun oranlarda konulan katalist, silikon, renklendirici, kabartıcı ajan ve diğer kimyasalların oluşturduğu bir karışımdır. Bu karışımlar bünyelerinde serbest hidroksil (OH) taşırlar.

İzosiyanat: Poliöl sistemle karıştırıldığında onunla ekzotermik reaksiyona giren ve bünyesinde serbest NCO taşıyan kimyasallardır. İzosiyanatlar taşıdıkları NCO yüzdesine (sayısına) göre tanınır ve adlandırılırlar.

Poliöl sistem (Component A) ve İzosiyanat'ın (Component B) belli oran ve sıcaklıkta karışımı ve ekzotermik bir reaksiyonla kabarması sonucu ortaya çıkan köpüğe ya da ürüne Poliüretan denir. Kısaca PU olarak da adlandırılır.

Comp A. + Comp. B ==Reaksiyon===>>> Poliüretan (Köpük) + ISI + Gazlar
Reaksiyonda, sıvı iki bileşen içerisindeki yani Comp. A ve Comp. B içerisindeki OH grupları ile NCO'lar arasında bağlar oluşmakta ve bambaşka bir yapı ortaya çıkmaktadır. Tüm kimyasal reaksiyonlar gibi bu reaksiyonu da geriye çevirmek olanaksızdır. Yani ortaya çıkan yeni ürün ayrıştırılarak eski iki ürün Comp. A ve Comp. B yeniden elde edilemez (Reversible değildir).

Reaksiyon (Köpürme) üç boyutta ilerleme gösterdiğinden, içinde bulunduğu kabın veya kalıbın tüm boşluklarını doldurarak onun şeklini alır. Poliüretan köpüklerin yayılma özelliği diğer kimyasal ürünlerinkinden çok daha üstündür.

Bileşenlerin OH ve NCO yüzdeleri oluşan köpüğün sert (rigid), yarı-sert (semi-rigid veya integral) veya esnek (flexible) olmasını sağlar.

Sert Köpük : $OH > 300$

Yarı Sert Köpük : $100 < OH < 300$

Esnek Köpük : $25 < OH < 100$

Poliüretan köpüğün uygulama alanları köpüğün kimyasal yapısına göre çeşitlilik gösterir.

Poliol ve İzosiyanatın birbirlerine istenen oranda karışımından, poliüretan köpüğün oluşumuna kadar geçen süre üç aşamaya ayrılır.

I.Kremleşme Süresi (Cream Time) : Karışımından reaksiyonun başlama anına kadar geçen süredir. Köpüğün cinsine ve kullanım yerine göre genel olarak 5 saniye ile 25 saniye arasında değişebilir. Bu süre döküm süresi ve karışmış bileşenlerin (componentlerin) kalıba yayılma süresine bağlı olarak kısa yada uzun tutulabilir.

II.Jelleşme süresi (Gel Time) : Kremleşme zamanının bitiminden itibaren köpük yükselmeye ve genleşmeye başlar. Bir süre sonra yükselme durur. Yükselmenin başlamasıyla durması arasında geçen süreye jelleşme süresi denir. Buna köpüğün kabarma ya da iplikleşme süresi de denir. Poliüretan köpüğün cinsine ve kullanım yerine göre bu süre 20 saniye ile 100 saniye arasında değişebilir. Poliol sistem içindeki katalizlerin oranı bu sürenin uzunluğunu belirlerler.Kataliz oranları ile bu süre istenilen zamana ayarlanabilir.

III.Dokunma Süresi (Take Free Time): Köpüğün yükselmesi durduğu anda köpüğe dokunulursa ele yapışır. Bir süre sonra dokunulduğunda köpük ele veya dokunulan cisme yapışmaz. Kabarmanın bitiminden, dokunulduğunda yapışmadığı ana kadar geçen süreye Dokunma Süresi denir.

Yukarıda tanımlanan sürelerin ardından Poliüretan köpük oluşmuştur. Ancak gerçek reaksiyonun tamamlanması 24 saat sürmektedir. Bu nedenle çimento takviyeli olarak test edilecek pedikül vidalar köpüklere hemen monte edilmemiştir.

2.1.3 Neukadur PU RF 150

Bu çalışmada poliüretan olarak Neukadur PU RF 150 kullanılmıştır. Neukadur PU RF 150'nin özellikleri Çizelge 2.1 ve 2.2'de verilmiştir.

Çizelge 2. 1: Komponentlerin özellikleri

	Comp. A	Comp. B
	Poliol Sistem	İzosiyanat
Renk	Sarı	Kahverengi
Yoğunluk g/cm ³	1.03	1.22
Viskozite mPa.s (25°C)	1000	200

Çizelge 2. 2: Karışım Özellikleri

	Comp. A	Comp. B
Karıştırılma oranı (ağırlık)	100	110
Başlama süresi (20 °C) saniye		60
Katılma süresi (20 °C) dakika		4-5
Kabarma süresi (20 °C) dakika		7
Tack-free (25 °C) dakika		8-10
Serbest kabarmış köpük yoğunluğu (kg/m ³)		150

ASTM F1839'a göre Grade 10 köpüğün yoğunluğu 0,2403 gr/cm³, grade 40 köpüğün ise 0.6407gr/cm³'tür. Kütleli olarak ise 100/110 oranında karıştırılması dikkate alındığında;

$$\frac{V_A \times \rho_A}{V_B \times \rho_B} = \frac{100}{110}$$

$$(V_A \times \rho_A) + (V_B \times \rho_B) = V_{kalıp} \times \rho_{köpük}$$

Denklemleri kullanılarak,

Grade 10 için;

$$\rho_A = 1,03 \text{ gr/cm}^3$$

$$\rho_B = 1,22 \text{ gr/cm}^3$$

$$V_{kalıp} = 125 \text{ cm}^3$$

$$\rho_{köpük} = 0,1922 \text{ gr/cm}^3$$

Verileri dikkate alındığında;

$$V_A = 11,11 \text{ cm}^3$$

$$V_B = 10,32 \text{ cm}^3$$

Grade 40 için;

$$\rho_A = 1,03 \text{ gr/cm}^3$$

$$\rho_B = 1,22 \text{ gr/cm}^3$$

$$V_{kalıp} = 125 \text{ cm}^3$$

$$\rho_{köpük} = 0,6407 \text{ gr/cm}^3$$

Verileri dikkate alındığında;

$$V_A = 37,03 \text{ cm}^3$$

$$V_B = 34,39 \text{ cm}^3$$

olarak hesaplanmıştır.

Numunelerin hazırlanmasında A ve B komponentlerini karıştırmak için mikser kullanılmıştır. Mikser sayesinde numunelerin homojen bir yapıya sahip olmaları sağlanmıştır. Komponentlerin miktarını ayarlama da ise derecelendirilmiş şırıngalar kullanılmıştır.

Köpüklerin kalıptan kolay çıkarılması için her numuneden önce kalıbın parçalarının iç yüzü vazelin sürülmüştür. Bu sayede kalıp sökülürken köpük kalıba yapışmadığı için kolaylıkla ayrılması sağlanmış ve köpük yüzeyi zarar görmemiştir.

Yukarıda anlatılan yöntem ve hesaplanan miktarlarda malzeme kullanılarak 40'ar adet Grade 40 ve Grade 10 köpükler imal edilmiştir.

Suni füzyon deneyleri için ise içerisine vida yerleştirilmiş halde 30'ar adet köpük üretilmiştir.

2.2. Köpüklerin Karakterizasyonu

2.2.1. Yoğunluk

Her iki gruptan da 1'er tanesi yoğunluk ve homojenliği test etmek için kullanılmıştır. Numuneler 27 eşit parçaya bölünmüş ve her bir parçanın yoğunluğu ayrı ayrı ölçülerek numunenin homojenliği kontrol edilmiştir (Şekil 2.8).



Şekil 2. 8: Bölünmüş köpükler

2.2.2.Basma Testi

Yine her iki gruptan üçer numune de basma testi için kullanılmıştır.



Şekil 2. 9: Basma Testi Düzenegi

2.2.2.1Basma Testi Özellikleri

Arayüz Çeşidi: 2300/3300

Basma hızı: 3 mm/dk

Sıcaklık : 25 °C

Nem(%): 50 mm

Speciment G. L.: 101.5999

Basma mukavemeti denklemi;

$$P = \frac{F}{A} \div 10^6$$

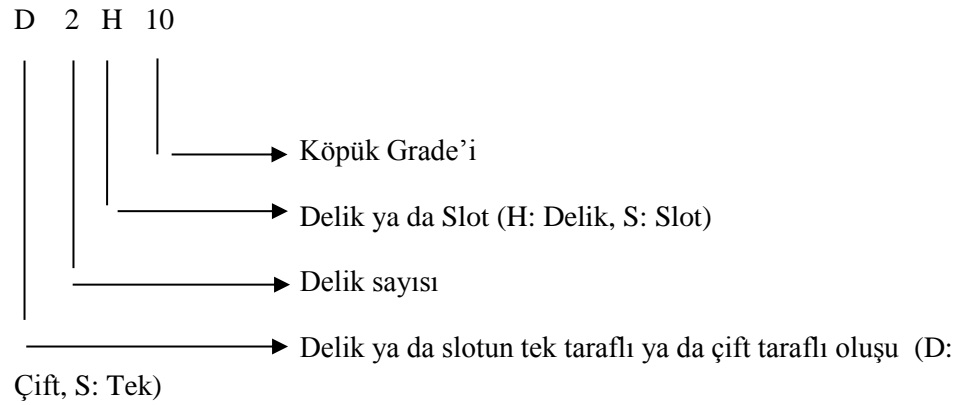
Numunelerin yüzey alanı= $A=0.00196m^2$

2.3.Vidaların Tasarımı

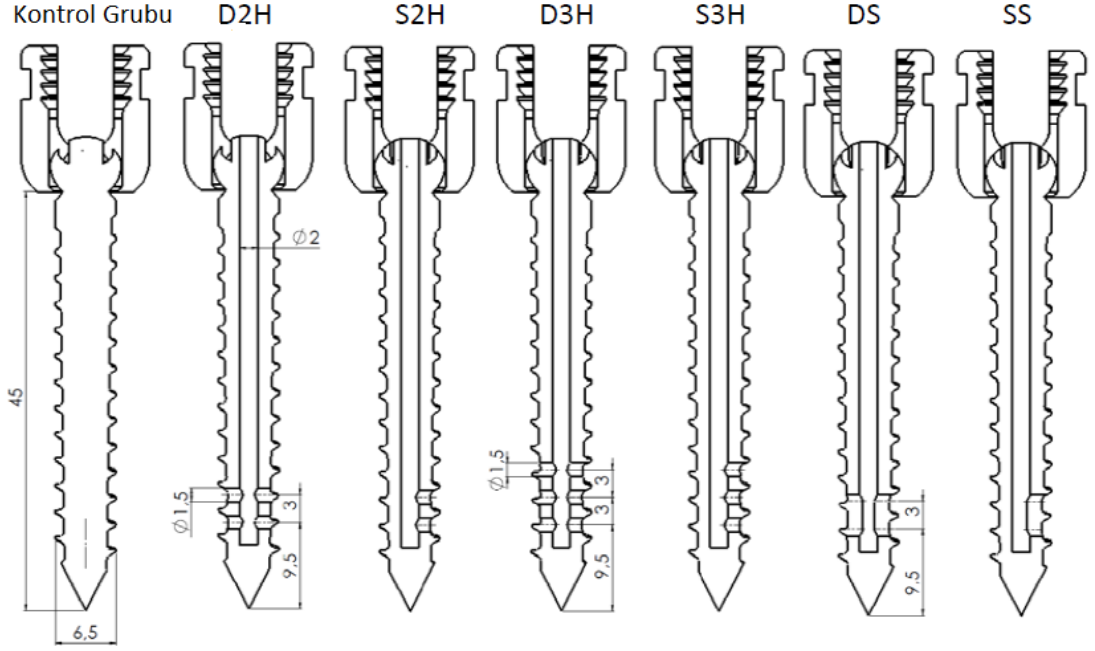
Bu çalışmada incelenen tasarım değişkenleri, (1) tek taraflı slot, (2) çift taraflı slot, (3) tek taraflı iki delik (4) iki taraflı iki delik (5) tek taraflı üç delik ve (6) çift taraflı üç deliktir. Kontrol grubu ile birlikte yedi değişik vida tasarlanmış ve imal edilmiştir.

Vidaların boyu 45 mm, çapı 6,5 mm, diş dibi çapı 4,5 mm ve hatvesi 2 mm'dir.

Aşağıda deneylerde kullanılan numuneler için bir sınıflandırma verilmiştir.



Şekil 2.10'da vidaların tasarım parametreleri gösterilmektedir. Şekil 2.11'de ise delik ve slot çeşitleri görülmektedir.



Şekil 2. 10: Vida Tasarım Parametreleri

2.4. Vidaların üretimi

Şekil 2.11’de delik ve slot çeşitleri görülmektedir.



Şekil 2. 11: Vida uçları ve radyal boşluk/delik pozisyonları

Bütün vidalarda kanüller 2 mm çapında açılmıştır. Kanüllere dik olarak açılan delikler 1,5 mm çapında delinmişlerdir. İlk deliğin merkezinin vida uçuna mesafesi 9,5 mm’dir. Diğer delikler ise iki merkez arasında 3 mm olacak şekilde delinmişlerdir. Ardışık delikler arası mesafenin burma dayanımını çok düşürmemesi

için mümkün olduğunca uzun tutulmaya çalışılmıştır. Slotlar ise çapı 1,5 mm olan frezle eksende 3 mm kaydırılarak açılmışlardır.

2.5. Pull-Out (Çekip-Çıkarma) Deneyleri

Pull-out deneyleri için TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesinin Laboratuvarında yer alan Instron marka servohidrolik test cihazı kullanılmıştır. Cihazın çenelerine tutunacak şekilde vidaları tutacak parçalar hazırlanmıştır.

Çekip çıkarma deneylerinin düzeneği Şekil 2.12’de gösterilmektedir.



Şekil 2. 12: Çekip Çıkarma Deney Düzeneği

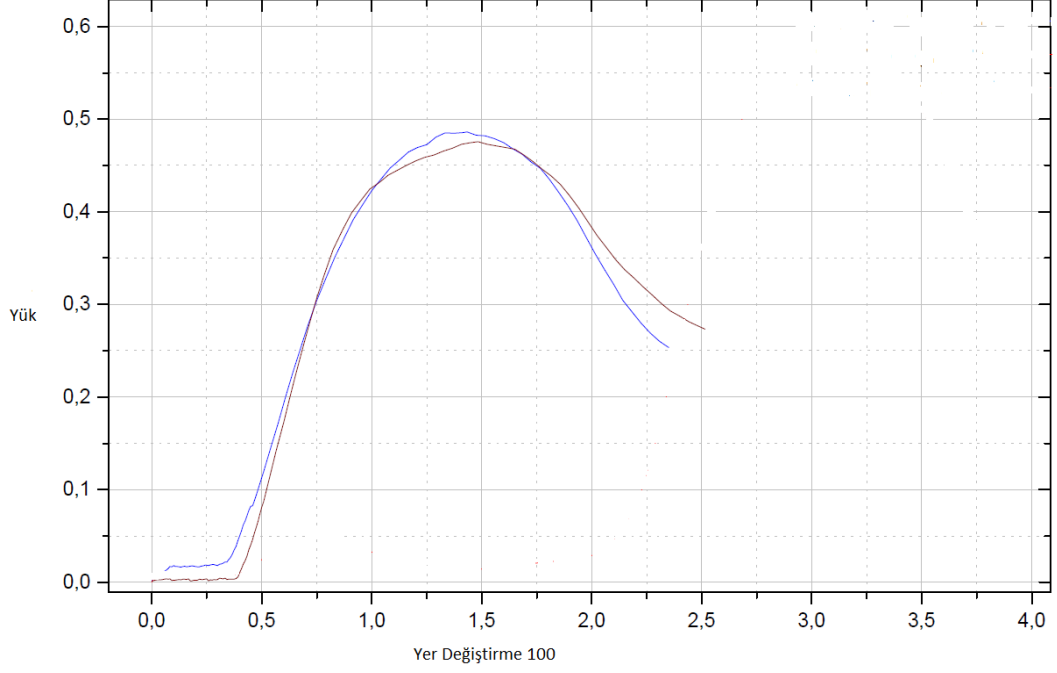
Çimento takviyeli deneyler için kanüllü vidalar hazırlanan poliüretan köpüklerin içine vidalanmışlardır. Vidalar takılmadan önce köpüklere 2 mm çapında klavuz delikler açılmıştır. Daha sonra vidalar köpüklerin içine 30 mm derinliğe kadar yerleştirilmişlerdir.

Vidalar yerleştirildikten sonra her bir numuneye 20 ml PMMA çimento enjekte edilmiştir. Polimerizasyon süresi 20 dakikadır.

Suni füzyonu temsil eden deneylerde ise üst kapakta yapılan tasarım değişikliği ile köpükler üretilirken vidalar monte edilmiş, köpürme esnasında açılan delik ya da slotların içerisine sızan köpük doğal füzyonu temsil etmiştir.

Köpüklere yerleştirilip, çimento enjekte edilmiş vidalar ile köpürme esnasında köpüklere yerleştirilmiş vidalar çekip çıkarma deneyine tabi tutulmuşlardır. Bu

deneylerde çekme hızı 2 mm/dakika'dır. Çekip çıkarma sonuçlanıncaya kadar yüke karşı yer değıştirme değeri kaydedilmiştir (Şekil 2.13).

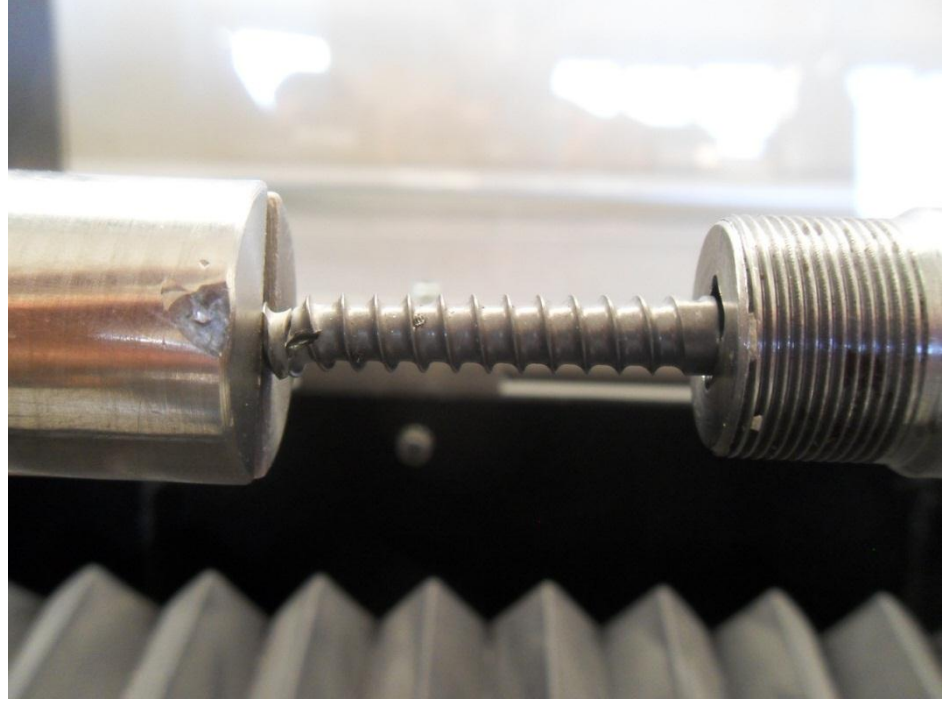


Şekil 2. 13: Çekme Deneyi Grafiği

2.6. Burma Deneyleri

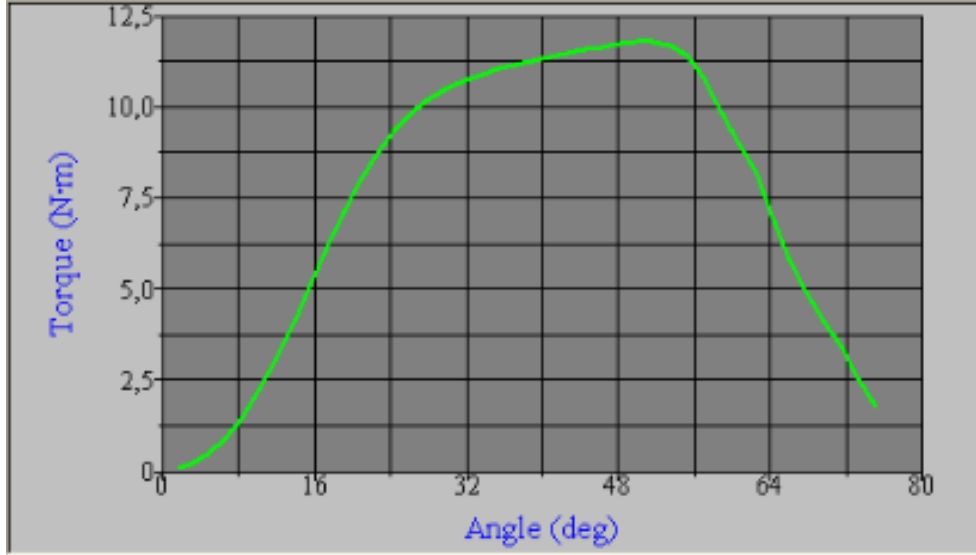
Burma Deneyleri için de TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesinin Laboratuvarında yer alan Instron marka test cihazı kullanılmıştır.

Burma deneylerinin düzeneği Şekil 2.14'de gösterilmektedir.



Şekil 2. 14: Burma Deneyi Düzenegi

Vidaların bir tarafı sabitlenmişken, diğer taraf saat yönünde döndürülmüştür.. Torka karşı açılı değerleri vida kırılıma gerçekleşene kadar kaydedilmiştir (Şekil 2.15)



Şekil 2. 15: Burma Deneyi Grafiği

3. DENEYSEL SONUÇLAR VE TARTIŞMA

3.1. Köpük Karakterizasyon Sonuçları

3.1.1. Yoğunluk

Köpüklerin yoğunluğu incelendiğinde, köpüğün alt ve üst yoğunluğunun birbirlerine yaklaşık, orta bölgenin ise alt ve üst bölgelere göre daha düşük yoğunlukta olduğu görülmüştür. Bunun sebebi köpüğü oluşturan komponentler birbirlerine karıştırıldığında, karışımın hızlı bir şekilde köpürmesi ve kalıbın dışına çıkmaya çalışmasıdır. Kalıbın içerisinden çıkamayan köpük, köşe bölgelerde daha çok toplanmış ve bu nedenle bu bölgelerin yoğunluğu, orta bölgelere göre daha fazladır.

Grade 40 köpüğünün yoğunluğu incelendiğinde en yüksek değerlere köşe parçalarda ulaşılmıştır. Orta bölgelerde yoğunluk 550-600 kg/m³ aralığına kadar düşerken, köşe bölgelerde yoğunluk 700-775 kg/m³ aralığına çıkmaktadır.

En düşük yoğunluk 13. Parçada 540 kg/m³ olarak, en yüksek yoğunluk ise 25. Parçada 775 kg/m³ olarak ölçülmüştür.

Grade 40 köpüğün üst parçalardaki ortalama yoğunluğu 673,72 kg/m³, orta parçalardaki ortalama yoğunluğu 592,22 kg/m³, alt parçalardaki ortalama yoğunluğu ise 675,63 kg/m³ olarak ölçülmüştür. Köpüğün genel yoğunluğu ise 647,19 kg/m³'tür.

Çizelge 3. 1: Grade 40 yoğunluk tablosu

#	Ağırlık	Hacim	Yoğunluk
1	2.9	4	725.00
2	2.8	4.5	622.22
3	2.7	4	675.00
4	2.8	4	700.00
5	2.3	4	575.00
6	2.4	3.5	685.71
7	3.1	4.5	688.89
8	2.5	4	625.00
9	2.3	3	766.67
10	2.5	4	625.00
11	2.2	4	550.00
12	2.3	4	575.00
13	2.7	5	540.00
14	2.4	4	600.00
15	2.8	5	560.00
16	3.3	5	660.00
17	2.8	5	560.00
18	3.3	5	660.00
19	3.2	4.5	711.11
20	3.3	5	660.00
21	4	6	666.67
22	2.9	4.5	644.44
23	2.9	5	580.00
24	3.6	5.5	654.55
25	3.1	4	775.00
26	3.1	4.5	688.89
27	3.5	5	700.00
		Ortalama	647.19
		Standart Sapma	64.42

Üst parçaların yoğunluğu [kg/m ³]	673.72
Orta parçaların yoğunluğu [kg/m ³]	592.22
Alt parçaların yoğunluğu [kg/m ³]	675.63

Grade 10 köpüğünün yoğunluğu incelendiğinde ise orta bölgelerdeki yoğunluk 140-150 kg/m³ aralığında iken köşe bölgelerde yoğunluk 165-175 kg/m³ aralığına çıkmıştır.

En düşük yoğunluk bir kaç parçada 150 kg/m³ olarak, en yüksek yoğunluk ise 26. Parçada 177,78 kg/m³ olarak ölçülmüştür.

Grade 10 köpüğün üst parçalardaki ortalama yoğunluğu 163,16 kg/m³, orta parçalardaki ortalama yoğunluğu 158,29 kg/m³, alt parçalardaki ortalama yoğunluğu ise 163,40 kg/m³ olarak ölçülmüştür. Köpüğün genel yoğunluğu ise 161,62 kg/m³'tür.

Grade 10 köpükte grade 40 köpüğe göre daha homojen bir yapı elde edilmiştir. Buna sebep olan başlıca iki sebep vardır. Bunlar:

1. Grade 10 köpükte taşma riski daha az olduğu için daha uzun süre mikserle karıştırılabilmektedir. Bu da daha homojen bir yapı elde etmeye yardımcı olmuştur.
2. Grade 10 köpükte daha az malzeme kullanıldığı için, kalıbın kapağı kapatıldıktan sonra kalıp içerisinde daha az basınç oluşmuş, bu sayede kalıbın içerisinde malzeme daha homojen dağılmıştır. Grade 40 köpükte ise malzemenin çoğu köşe bölgelere yığılmış bu da köşelerde daha yoğun olan bir yapı elde etmemize neden olmuştur.

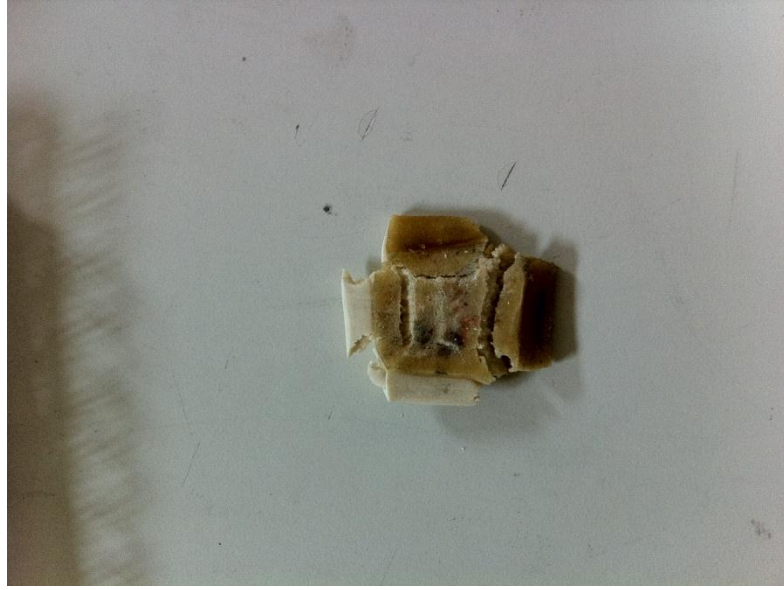
Çizelge 3. 2: Grade 10 yoğunluk tablosu

#	Ağırlık	Hacim	Yoğunluk
1	0.9	5.5	163.64
2	0.8	4.5	177.78
3	0.9	5.5	163.64
4	0.7	4.5	155.56
5	0.6	4	150.00
6	0.7	4.5	155.56
7	0.9	5.5	163.64
8	0.7	4	175.00
9	0.9	5.5	163.64
10	0.7	4	175.00
11	0.6	4	150.00
12	0.7	4.5	155.56
13	0.5	3	166.67
14	0.5	3	166.67
15	0.5	3.5	142.86
16	0.7	4	175.00
17	0.5	3.5	142.86
18	0.6	4	150.00
19	0.6	4	150.00
20	0.6	4	150.00
21	0.6	3.5	171.43
22	0.5	3	166.67
23	0.5	3	166.67
24	0.5	3	166.67
25	0.6	3.5	171.43
26	0.8	4.5	177.78
27	0.6	4	150.00
		Ortalama	161.62
		Standart Sapma	10.67

Üst parçaların yoğunluğu [kg/m ³]	163.16
Orta parçaların yoğunluğu [kg/m ³]	158.29
Alt parçaların yoğunluğu [kg/m ³]	163.40

3.2 Basma Testi Sonuçları

Köpüklerin karakterizasyonu ile ilgili yapılmış bir diğer çalışma ise basma testleridir. Şekil 3.1’de basma testinden sonra köpüğün durumu gösterilmektedir. Basma testinin etkisi ile köpüklerde derin yarıklar oluşmuştur. Bu yarıklar kenarlara paralel olacak şekilde gerçekleşmiştir. Buna sebep olan etmenin orta ve kenar bölgeler arasındaki az da olsa yoğunluk farklarının sebep olduğu düşünülmektedir.



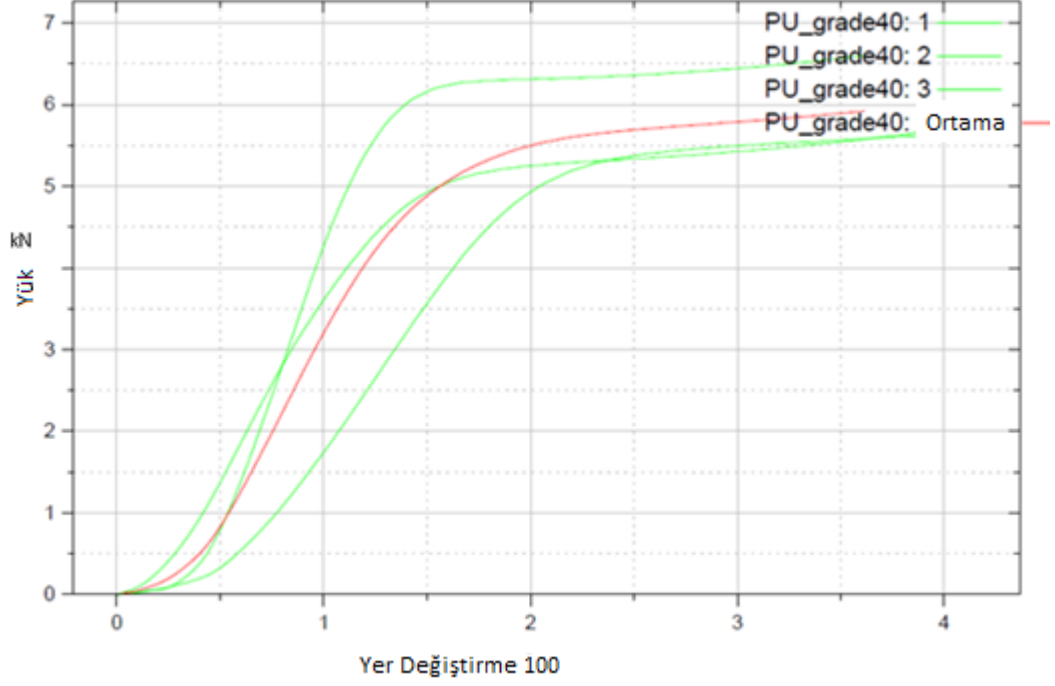
Şekil 3. 1: Basma Testinden sonra köpüğün durumu

Basma testleri için grade 10 ve grade 40 köpükler için 3’er numune hazırlanmıştır.

Grade 40 köpüklerin test sonuçları incelendiğinde 3 numune içerisinde en yüksek kuvvet 6300 N iken en düşük kuvvet ise 5200 N olarak ölçülmüştür.

Grade 40 köpüklerin basma dayanımları incelendiğinde ise en yüksek değer 32.143 Mpa iken en düşük değer ise 26.53 Mpa olarak ölçülmüştür. Elde edilen bu değerlerdeki farklılıklar köpüklerin üretimi esnasında yaşanan deneysel hatalardan kaynaklanmaktadır. Köpüklerin bazılarında kalıptan malzeme sızması az olurken, bazılarında ise nispeten daha fazla olabilmektedir. Fakat elde edilen veriler ASTM F1839’da kabul edilen aralıklarda kalmaktadır.

Şekil 3.2 ‘de grade 40 köpüklerin yük vs yer değiştirme grafiği verilmiştir.

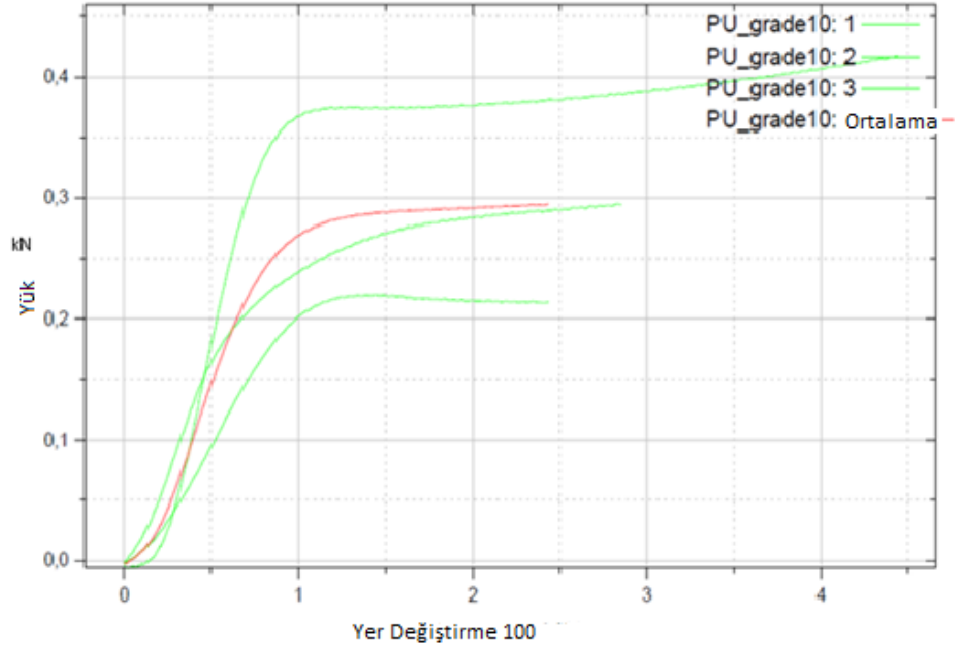


Şekil 3. 2: Grade 40 basma test grafiği

Grade 10 köpüklerin test sonuçları incelendiğinde 3 numune içerisinde en yüksek kuvvet 370 N iken en düşük kuvvet ise 220 N olarak ölçülmüştür.

Grade 10 köpüklerin basma dayanımları incelendiğinde ise en yüksek değer 1.888 Mpa iken en düşük değer ise 1.123 Mpa olarak ölçülmüştür.

Şekil 3.3'de grade 10 köpüklerin yük vs deplasman grafikleri verilmiştir.



Şekil 3. 3: Grade 10 basma test grafiği

Grade 10 ve grade 40 köpüklerin sonuçları karşılaştırıldığında aradaki farkın ne kadar büyük olduğu görülmektedir. Bu sonuçlar hastalıklı kemiklerin ne kadar zayıfladığını ortaya açıkça çıkarmaktadır. Dayanımı bu kadar düşmüş kemiklerde pedikül vida uygulamalarında elde edilecek başarı için bu çalışmanın değeri daha iyi anlaşılmaktadır.

Çizelge 3.3 ve 3.4’de basma deneylerinin karşılaştırmalı sonuçları verilmiştir.

Çizelge 3. 3: Yük Tablosu

Grade	F min, N	F max, N
10	220	370
40	5200	6300

Çizelge 3. 4: Basma mukavemeti tablosu

Grade	min. Basma mukavemeti, Mpa	max. Basma mukavemeti, Mpa
10	1.123	1.888
40	26.53	32.143

3.2. Pull-out (Çekme-Çıkarma) Deney Sonuçları

Çizelge 3.5’te çimento takviyeli numunelerin çekme testlerinin sonuçları verilmiştir.

Çizelge 3. 5: Çimento Takviyeli Numunelerin Çekme Testi Sonuçları

		Maksimum Kuvvet (N)					Standart Sapma	
		Mak.	Min.			Ort.		
Grade 40	Kanülsüz	728	603	722	611	690	671	60
	SS	3216	3035	3060	3168	3042	3104	82.43
	DS	3131	2815	2863	3053	2818	2936	146.29
	S2H	3278	2814	3011	3168	2899	3034	190.16
	D2H	2815	2774	2806	2785	2796	2795	16.3
	S3H	2974	2483	2889	2887	2676	2782	200
	D3H	2899	2682	2733	2698	2829	2768	92.7
Grade 10	Kanülsüz	265	221	224	234	235	236	17.4
	SS	511	465	497	472	509	491	21.19
	DS	479	447	461	448	477	462	15.29
	S2H	486	402	408	403	462	432	39.16
	D2H	523	478	493	480	518	498	21,05
	S3H	572	476	481	549	477	511	45.95
	D3H	513	474	490	478	506	492	17.04

Tek taraflı slot açılmış numunelerden grade 10 köpüğe monte edilmiş olanların test sonuçları incelendiğinde elde edilen en yüksek çekme kuvvetlerinin en yükseği 511 N iken en düşüğü ise 465 N olmuştur. 5 numune için en yüksek çekme kuvveti

ortalaması 491 N olarak ölçülmüştür. Kanülsüz vida ile kıyaslandığında yaklaşık 2 kat daha fazla kuvvet değeri elde edilmiştir.

Tek taraflı slot açılmış numunelerden sağlıklı kemiği temsil eden grade 40 köpüğe monte edilmiş olanlar incelendiğinde ise en yüksek çekme kuvvetleri için elde edilen en fazla kuvvet 3216 N iken en düşük kuvvet 3035 N olarak ölçülmüştür. 5 numunenin ortalama çekme kuvveti ise 3104 N'dur.

Tek taraflı slot açılmış numunelerden elde edilen sonuçlar grade 10 ve grade 40 için kıyaslandığında osteoporotik kemikte çekme kuvvetinin dramatik bir şekilde düştüğü görülmektedir. Buna rağmen PMMA destekli elde edilen sonuçlar tutunma için yeterli sonuçlar vermiştir.

Çift taraflı slot açılmış grade 10 köpüğe takılmış vidaların çekme deneyi sonuçlarında en yüksek çekme kuvvetleri içerisinde elde edilmiş en yüksek kuvvet 479 N, en düşük kuvvet ise 447 N olmuştur. Elde edilen değerlerin ortalaması ise 462 N'dur.

Çift taraflı slot açılmış numunelerin grade 40 köpüğe takılmış olanlarda elde edilen sonuçlar ise en yüksek 3131 N, en düşük 2815 N'dur. Ortalama değer ise 2936 N'dur.

Çift taraflı slot açılmış numuneler, tek taraflı slot açılmış numunelerle karşılaştırıldığında osteoporotik numunelerde de sağlıklı kemikte de tek taraflı slot açılmış numunelerin daha başarılı olduğu görülmüştür. Bu beklenen bir sonuç değildir. Çift taraflı slot açılmış numunelerde çekme kuvvetinde artış beklenirken düşüş gerçekleşmiştir.

Tek taraflı iki delik açılmış numunelerden grade 10 köpük içerisine monte edilmiş vidalardan elde edilen en yüksek çekme kuvvetleri incelendiğinde, en yüksek 486 N iken en düşüğü 402 N olmuştur. Bu test grubunun çekme kuvveti ortalaması 432 N olarak ölçülmüştür.

Grade 40 köpüğe monte edilmiş tek taraflı iki delik açılmış vidalardan elde edilen sonuçlar ise en yüksek 3278 N, en düşük 2814 N ve ortalama 3034 N'dur.

Bu test grubundan elde edilen sonuçlar daha önceki test gruplarıyla kıyaslandığında grade 10 köpükte hem tek taraflı slot açılmış numunelerden hem de çift taraflı slot açılmış numunelerden daha başarısız olmuştur. Grade 40 köpüğe monte edilmiş gruplarda ise tek taraflı slot açılmış numunelerden daha başarısız iken çift taraflı slot açılmışlardan daha başarılı sonuç elde edilmiştir.

Çift taraflı iki delik açılmış grade 10 köpüğe monte edilmiş numunelerin en yüksek çekme kuvvetleri incelendiğinde elde edilen en yüksek çekme kuvveti 523 N'dur. Bu numunelerdeki en düşük çekme kuvveti ise 478 N olmuştur. Bu test grubunun ortalama çekme kuvveti ise 498 N olarak hesaplanmıştır.

Aynı tür vidaların grade 40 köpüğe takılmış olanların sonuçları incelendiğinde ise en yüksek çekme kuvveti 2815 N iken en düşük çekme kuvveti 2774 N olarak ölçülmüştür. Bu grupta elde edilen çekme kuvvetlerinin ortalaması 2795 N'dur.

Çift taraflı iki delik açılmış vidaları grade 10 köpükte tek taraflı slot açılmış, çift taraflı slot açılmış ve tek taraflı iki delik açılmış test gruplarının hepsinden daha başarılı olmuşken, grade 40 köpükte ise bu test gruplarının içerisinde en kötü performansı göstermiştir.

Tek taraflı üç delik açılmış numunelerden grade 10 köpüğe monte edilmiş numunelerin çekme testi sonuçları incelendiğinde elde edilen en yüksek çekme kuvveti 572 N olmuştur. Bu grupta elde edilen düşük çekme kuvveti ise 476 N olarak ölçülmüştür. Tek taraflı üç delik açılmış numunelerin en yüksek çekme kuvveti ortalaması 511 N olmuştur.

Grade 40 köpüğe monte edilmiş tek taraflı üç delik açılmış vidaların çekme testi sonuçlarına bakıldığında en yüksek çekme kuvveti 2974 N iken en düşük çekme kuvveti 2483 N'dur. Ortalama en yüksek çekme kuvveti ise 2782 N'dur.

Tek taraflı üç delik açılmış numunelerden elde edilmiş test sonuçları bundan önceki test grupları ile kıyaslandığında grade 10 köpük ile yapılmış testlerde hepsinden daha başarılı iken grade 40 köpükte ise en kötü sonuçları vermiştir.

Son deney grubu çift taraflı üç delik açılmış vidalardan grade 10 köpüğe monte edilmiş numunelerde elde edilmiş en yüksek çekme kuvveti 513 N iken en düşük çekme kuvveti 474 N'dur. Bu grubun ortalama en yüksek çekme kuvveti ise 492 N'dur.

Bu tip vida tasarımının grade 40 köpükteki sonuçları incelendiğinde en yüksek çekme kuvvetinin 2899 N, en düşük çekme kuvvetinin 2682 N ve ortalama çekme kuvvetinin 2771 N olduğu görülmüştür.

Son deney grubunun diğer gruplarla karşılaştırması yapıldığında grade 10 köpükte, çift taraflı slot açılmış ve tek taraflı iki delik açılmış numunelerden daha iyi, tek taraflı slot açılmış numunelerle aynı, çift taraflı iki delik ve tek taraflı üç delik açılmış numunelerden daha kötü performans sergilemiştir. Grade 40 köpüklerde ise en kötü performansı bu grup göstermiştir.

Grade 40 poliüretan köpüklerden çekilen numunelerin çekme testi sonuçlarını karşılaştırdığımızda, SS numuneleri maksimum 3104 N luk bir kuvvetle en yüksek çekme dayanımını göstermiştir. SS ye en yakın değer 3034N (S2H) olmuştur. Kanüllenmiş vidaya 3 delik açılırken numunelerin tek yönlü veya çift yönlü olarak delinmesi çekme dayanımını önemli derecede etkilememiştir. Benzer şekilde, slotu tek veya çift yönlü olarak açmak grade 40 PU köpüklerde çekme mukavemetini önemli ölçüde etkilememiştir. Trabeküler kemik yapısını taklit eden Grade 10 PU köpüklerde tasarlanmış vidaların çekilmesi sonucu çekme performansları karşılaştırıldığında en yüksek çekme kuvvetini 511N ile S3H göstermiştir.

D2H, D3H ve SS numuneleri arasında çekme dayanımı açısından çok belirgin bir farklılık yoktur. Çekme dayanımında en kötü performansı 236 N ile kontrol grubu göstermiştir. Bu, yüksek osteoporotik kemikle uygulama yapılırken alternatif bir çözüm yolu kullanmanın cazip olabileceğini kanıtlamaktadır. Osteoporotik trabeküler kemiğe nüfuz etmede PMMA çimento yerleştirilmiş vidalar klasik pedikül vidalardan iki kattan daha fazla iyi sonuç vermişlerdir. PU köpük içerisine çimento dağılımı çekme mukavemetini önemli derecede etkilemiştir. Üç deliksement dağılımının daha homojen olmasını sağlamıştır. Fakat, üç deliğin çift yönlü olarak

açılması çekme dayanımını azaltmıştır. Bunun nedeni, çimentonun çift taraflı delik açıldığında daha homojen fakat daha dar bir alana yayılması, tek taraflı delik açıldığında ise çimentonun daha geniş bir alana yayılarak klevaj etkisi yaratması ve sıyrılmanın zorlaşmasıdır.

Grade 10 köpük için çekme mukavemetinde en başarılı grup olan S3H grubu ile diğer grupların deney sonuçları için T-Testi yapılmıştır. Testlerin tümünde yanılma düzeyi α 0,05 alınmıştır. S3H (511 N) numunelerinin, SS (491 N) ile arasında yapılan T-Testi sonucunda P-değeri 0,199, DS (462 N) ile arasında yapılan T-Testi sonucunda P-değeri 0,028, S2H (432 N) ile arasında yapılan T-Testi sonucunda P-değeri 0,01, D2H (498 N) ile arasında yapılan T-Testi sonucunda P-değeri 0,296, D3H (492 N) ile arasında yapılan T-Testi sonucunda P-değeri 0,208 olarak hesaplanmıştır. Bu sonuçlara göre en başarılı olarak görülen S3H için elde edilen değerler, DS ve S2H ile kıyaslandığında anlamlı bir fark ortaya koyarken diğer gruplar ile kıyaslandığında çok anlamlı farklar ortaya koyamamıştır.

Grade 40 için en başarılı görünen SS (3104 N) için diğer gruplarla T-Testi uygulandığında elde edilen sonuçlara bakıldığında DS (2936 N) ile kıyaslandığında elde edilen P-değeri 0,028, S2H (3034 N) ile kıyaslandığında elde edilen P-değeri 0,235, D2H (2795 N) ile kıyaslandığında elde edilen P-değeri 0,00002, S3H (2782 N) ile kıyaslandığında elde edilen P-değeri 0,005, D3H (2768 N) ile kıyaslandığında elde edilen P-değeri 0,0002 olarak hesaplanmıştır. Bu sonuçlara göre SS sonuçları S2H sonuçları ile kıyaslandığında anlamlı bir fark yokken, diğer deney gruplarına göre anlamlı bir şekilde başarılı olmuştur.

Çizelge 3.6'da suni füzyonu temsil eden numunelerin çekme testlerinin sonuçları verilmiştir.

Çizelge 3. 6: Suni Füzyon Çekme Testi Sonuçları

		Maksimum Kuvvet (N)					Ort.	Standart Sapma
		Mak.	Min.					
Grade 40	Kanülsüz	728	603	722	611	690	671	60
	SS	2865	1616	2202	2734	1723	2228	568.34
	DS	3263	3024	2806	3192	2871	3031	197.5
	S2H	1910	1139	1709	1298	1874	1586	348.5
	D2H	3039	2315	3000	2984	2582	2784	321.1
	S3H	1709	1004	1638	1665	1234	1450	313.94
	D3H	3545	3265	3333	3484	3278	3381	126.37
Grade 10	Kanülsüz	265	221	224	234	235	236	17.4
	SS	1015	904	923	973	955	954	43.42
	DS	1135	984	1015	1084	1067	1057	59.17
	S2H	1052	892	983	972	991	978	57.23
	D2H	912	708	788	735	792	787	78.4
	S3H	1032	845	892	925	901	919	62,18
	D3H	1268	996	1121	1065	1025	1095	107.48

Tek taraflı slot açılmış numunelerden grade 10 köpüğe monte edilmiş olanların test sonuçları incelendiğinde elde edilen maksimum çekme kuvveti 1015 N iken en düşük kuvvet ise 904 N olmuştur. 5 numune için maksimum çekme kuvveti ortalaması 954 N olarak ölçülmüştür. Kanülsüz vida ile kıyaslandığında yaklaşık 4 kat daha fazla kuvvet değeri elde edilmiştir.

Tek taraflı slot açılmış numunelerden sağlıklı kemiği temsil eden grade 40 köpüğe monte edilmiş olanlar incelendiğinde ise elde edilen maksimum kuvvet 2865 N iken

en düşük kuvvet 1616 N olarak ölçülmüştür. 5 numunenin ortalama çekme kuvveti ise 2228 N'dur.

Doğal füzyonu temsilen yapılan bu deneylerde de PMMA destekli numuneler için yapılan deneylerde olduğu gibi tek taraflı slot açılmış numunelerden elde edilen sonuçlar grade 10 ve grade 40 için kıyaslandığında osteoporotik kemikte çekme kuvvetinin çok daha düşük olduğu görülmüştür. Buna rağmen suni füzyon ile elde edilen sonuçlar tutunma için yeterli sonuçlar vermiştir.

Çift taraflı slot açılmış grade 10 köpüğe takılmış vidaların çekme deneyi sonuçlarında elde edilmiş maksimum kuvvet 1135, minimum kuvvet ise 984 N olmuştur. Elde edilen değerlerin ortalaması ise 1067 N'dur.

Çift taraflı slot açılmış numunelerin grade 40 köpüğe takılmış olanlarda elde edilen sonuçlar ise maksimum 3264 N, minimum 2806 N'dur. Ortalama değer ise 3031 N'dur.

Çift taraflı slot açılmış numuneler, tek taraflı slot açılmış numunelerle karşılaştırıldığında osteoporotik numunelerde de sağlıklı kemikte de çift taraflı slot açılmış numunelerin daha başarılı olduğu görülmüştür. Bu beklenen bir sonuçtur. Çift taraflı slot açılmış numunelerde suni füzyonun fazla gerçekleşmesi normaldir.

Tek taraflı iki delik açılmış numunelerden grade 10 köpük içerisine monte edilmiş vidalardan elde edilen en yüksek çekme kuvveti 1052 N iken en küçük çekme kuvveti 892 N olmuştur. Bu test grubunun çekme kuvveti ortalaması 978 N olarak ölçülmüştür.

Grade 40 köpüğe monte edilmiş tek taraflı iki delik açılmış vidalardan elde edilen sonuçlar ise en yüksek 1910 N, en düşük 1139 N ve ortalama 1586 N'dur.

Bu test grubundan elde edilen sonuçlar daha önceki test gruplarıyla kıyaslandığında grade 10 köpükte tek taraflı slot açılmış numunelerden daha başarılı, çift taraflı slot açılmış numunelerden ise daha başarısız olmuştur. Grade 40 köpüğe monte edilmiş gruplarda ise hem tek taraflı slot açılmış numunelerden hem de çift taraflı slot açılmışlardan daha başarısız sonuç elde edilmiştir.

Çift taraflı iki delik açılmış grade 10 köpüğe monte edilmiş numuneler incelendiğinde elde edilen en yüksek çekme kuvveti 912 N'dur. Bu numunelerdeki en düşük çekme kuvveti ise 708 N olmuştur. Bu test grubunun ortalama çekme kuvveti ise 787 N olarak hesaplanmıştır.

Aynı tür vidaların grade 40 köpüğe takılmış olanların sonuçları incelendiğinde ise Maksimum çekme kuvveti 3039 N iken en düşük çekme kuvveti 2315 N olarak ölçülmüştür. Bu grupta elde edilen çekme kuvvetlerinin ortalaması 2784 N'dur.

Çift taraflı iki delik açılmış vidaları grade 10 köpükte en başarısız grup olurken, grade 40 köpükte ise bu test gruplarının içerisinde çift taraflı slot açılmış ve çift taraflı üç delik açılmış numunelerden kötü diğer gruplardan ise daha iyi sonuç vermiştir.

Tek taraflı üç delik açılmış numunelerden grade 10 köpüğe monte edilmiş numunelerin çekme testi sonuçları incelendiğinde elde edilen en yüksek çekme kuvveti 1032 N olmuştur. Bu grupta elde edilen düşük çekme kuvveti ise 845 N olarak ölçülmüştür. Tek taraflı üç delik açılmış numunelerin çekme kuvveti ortalaması 919 N olmuştur.

Grade 40 köpüğe monte edilmiş tek taraflı üç delik açılmış vidaların çekme testi sonuçlarına bakıldığında en yüksek çekme kuvveti 1709 N iken en düşük çekme kuvveti 1004 N'dur. Ortalama çekme kuvveti ise 1450 N'dur.

Tek taraflı üç delik açılmış numunelerden elde edilmiş test sonuçları bundan önceki test grupları ile kıyaslandığında grade 10 köpük ile yapılmış testlerde sadece çift taraflı iki delik açılmış numunelerden iyi sonuç vermiş, diğer gruplardan ise kötü sonuç vermiştir. Grade 40 köpükte ise en kötü sonucu vermiştir.

Son deney grubu çift taraflı üç delik açılmış vidalardan grade 10 köpüğe monte edilmiş numunelerde elde edilmiş en yüksek çekme kuvveti 1268 N iken en düşük çekme kuvveti 996 N'dur. Bu grubun ortalama çekme kuvveti ise 1095 N'dur.

Bu tip vida tasarımının grade 40 köpükteki sonuçları incelendiğinde en yüksek çekme kuvvetinin 3545 N, en düşük çekme kuvvetinin 3265 N ve ortalama çekme kuvvetinin 3381 N olduğu görülmüştür.

Son deney grubunun diğer gruplarla karşılaştırması yapıldığında hem grade 10 köpükte hem de grade 40 köpükte en başarılı sonuçları veren grup olduğu görülmüştür.

Grade 40 poliüretan köpüklerden çekilen numunelerin çekme testi sonuçlarını karşılaştırdığımızda, D3H numuneleri maksimum 3381 N luk bir kuvvetle en yüksek çekme dayanımını göstermiştir. D3H ye en yakın değer 3031 (DS) olmuştur. Grade 40 numunelerinde delik ya da slotun tek ya da çift taraflı açılması çekme mukavemetinde ciddi farklar oluşturmuştur. Delik ya da slotun çift taraflı açılması daha iyi suni füzyon sağlamış bu sayede çekme mukavemetleri de oldukça artmıştır. Grade 10 köpüklerde ise iki delik açılmış numunelerde çift taraflı açılması mukavemeti düşürürken diğer gruplarda artırmıştır. Trabeküler kemik yapısını taklit eden Grade 10 PU köpüklerde tasarlanmış vidaların çekilmesi sonucu çekme performansları karşılaştırıldığında en yüksek çekme dayanımını 1095N ile D3H göstermiştir.

Grade 10 köpük için çekme mukavemetinde en başarılı grup olan D3H grubu ile diğer grupların deney sonuçları için T-Testi yapılmıştır. D3H (1095 N) numunelerinin, SS (954 N) ile arasında yapılan T-Testi sonucunda P-değeri 0,013, DS (1057 N) ile arasında yapılan T-Testi sonucunda P-değeri 0,254, S2H (978 N) ile arasında yapılan T-Testi sonucunda P-değeri 0,032, D2H (787 N) ile arasında yapılan T-Testi sonucunda P-değeri 0,0004, S3H (919 N) ile arasında yapılan T-Testi sonucunda P-değeri 0,008 olarak hesaplanmıştır. Bu sonuçlara göre en başarılı olarak görülen D3H için elde edilen değerler, DS ile kıyaslandığında anlamlı bir fark ortaya koyamazken diğer gruplar ile kıyaslandığında çok anlamlı farklar ortaya koymuştur.

Grade 40 için en başarılı görünen D3H (3381 N) için diğer gruplarla T-Testi uygulandığında elde edilen sonuçlara bakıldığında SS (2228 N) ile kıyaslandığında elde edilen P-değeri 0,001, DS (3031 N) ile kıyaslandığında elde edilen P-değeri

0,005, S2H (1586 N) ile kıyaslandığında elde edilen P-değeri 0,000002, D2H (2784 N) ile kıyaslandığında elde edilen P-değeri 0,002, S3H (1450 N) ile kıyaslandığında elde edilen P-değeri 0,0000007 olarak hesaplanmıştır. Bu sonuçlara göre D3H sonuçları diğer bütün grupların sonuçları ile kıyaslandığında anlamlı bir fark ortaya koymuştur.

Çimento takviyeli numuneler ile suni füzyon numunelerini birbirleri ile kıyasladığımızda suni füzyon numunelerinin çok daha başarılı sonuçlar verdiği görülmektedir. Fakat burda suni füzyonun oluşması için zamana ihtiyaç olduğu unutulmamalıdır. Çimento takviyeli çalışmalarda ise zamana ihtiyaç yoktur ve elde edilen çekme mukavemetlerini çok kısa sürede sağlayabilmektedir. Çekme mukavemetine ihtiyaç hemen olacağından her ne kadar çimento takviyeli S3H numunesinin çekme mukavemeti, suni füzyon D3H numunesinin yarısı kadar da olsa çimento takviyeli S3H numunesi tercih edilmiştir.

3.3. Burma Deneyi Sonuçları

Burma Deneyi sonuçları Çizelge 3.7’de verilmiştir.

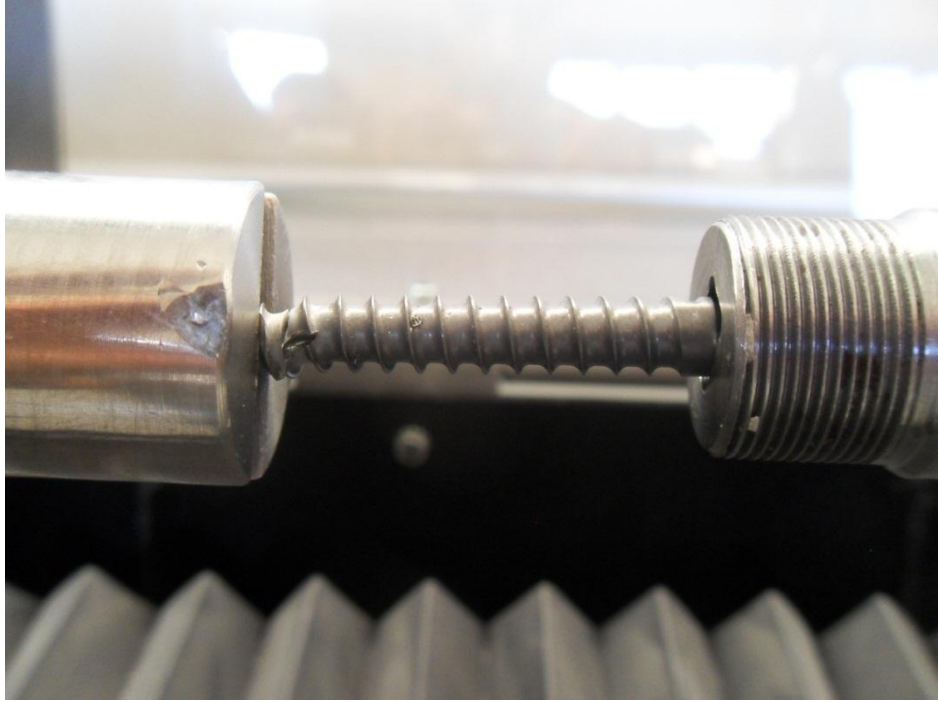
Çizelge 3. 7: Burma Deneyi Sonuçları

	Maksimum Tork (Nm)	Standart Sapma	Maksimum Torktaki açı (der.)	Standart Sapma
Kanülsüz	20.3	0.71	150.4	6.85
S2H	13.54	0.49	55.63	3.67
D2H	11.25	0.27	45.07	3.96
S3H	12.58	0.41	57.3	0.92
D3H	10.67	0.22	47.17	4.67
SS	11.92	0.30	51.67	1.12
DS	9.45	0.21	43.7	2.05

Tek taraflı slot açılmış numunelerin burma deney sonuçları incelendiğinde en yüksek pik tork değeri 12,26 Nm olarak, en düşük pik tork değeri ise 11,70 Nm olarak ölçülmüştür. Pik tork değerlerinin ortalaması ise 11,92 Nm'dir.

Tek taraflı slot açılmış numunelerde pik torklarda elde edilmiş en büyük açı 52,9 derece iken en küçük açı 50,7 derecedir. Pik torklarda elde edilmiş açılarının ortalaması ise 51,67 derecedir.

Şekil 3.4'te de görüldüğü gibi kırılma slotun olduğu bölümde vidanın uç kısmına en yakın kısımda meydana gelmiştir.



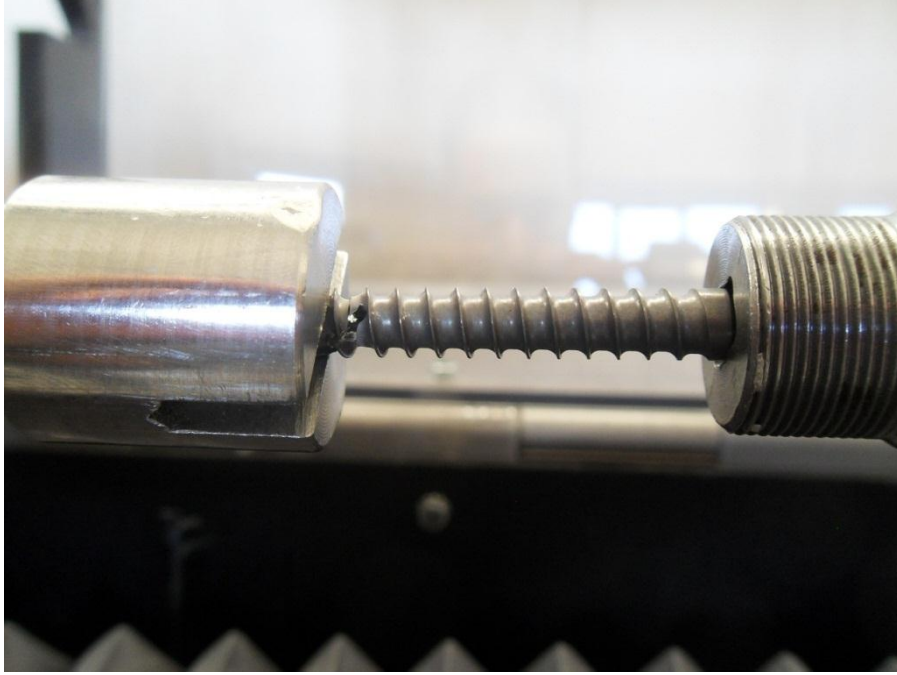
Şekil 3. 4: Tek taraflı slot açılmış numunenin kırılma fotoğrafı

Çift taraflı slot açılmış numunelerin burma testlerin sonuçları incelendiğinde, elde edilen en yüksek pik tork değeri 9,64 Nm, en düşük pik tork değeri ise 9,22 Nm'dir. Pik tork değerlerinin ortalaması ise 9,45 Nm'dir.

Aynı test grubunun pik torktaki açı değerleri ise maksimum 45,7 derece, minimum 41,6 derece ve ortalama 43,7 derecedir.

Çift taraflı slot açılmış numunelerin burma deneyi sonuçları tek taraflı slot açılmış numunelerle karşılaştırıldığında tek taraflı slot açılmış numunelerin daha dayanıklı olduğu görülmektedir.

Şekil 3.5'te kırılmanın fotoğrafı yer almaktadır. Fotoğraf incelendiğinde kırılmanın slotun orta kısmında gerçekleştiği görülmektedir.



Şekil 3. 5: Tek taraflı slot açılmış numunenin kırılma fotoğrafı

Tek taraflı çift delik açılmış vidaların burma testi sonucunda elde edilmiş en yüksek pik tork değeri 13,9 Nm, en düşük pik tork değeri ise 12,99 Nm'dir. Bu test grubunun ortalama pik tork değeri ise 13,54 Nm'dir.

Bu grubun pik tork değerindeki açı değerleri maksimum 59,8 derece, minimum 52,9 derece iken ortalaması 55,63 derecedir.

Sonuçlar tek taraflı çift delik açılmış vidaların, tek taraflı ve çift taraflı slot açılmış numunelerden daha dayanıklı olduğunu göstermektedir.

Şekil 3.6'da görüldüğü üzere kırılma vida ucuna yakın olan deliğin bulunduğu yerde gerçekleşmiştir.



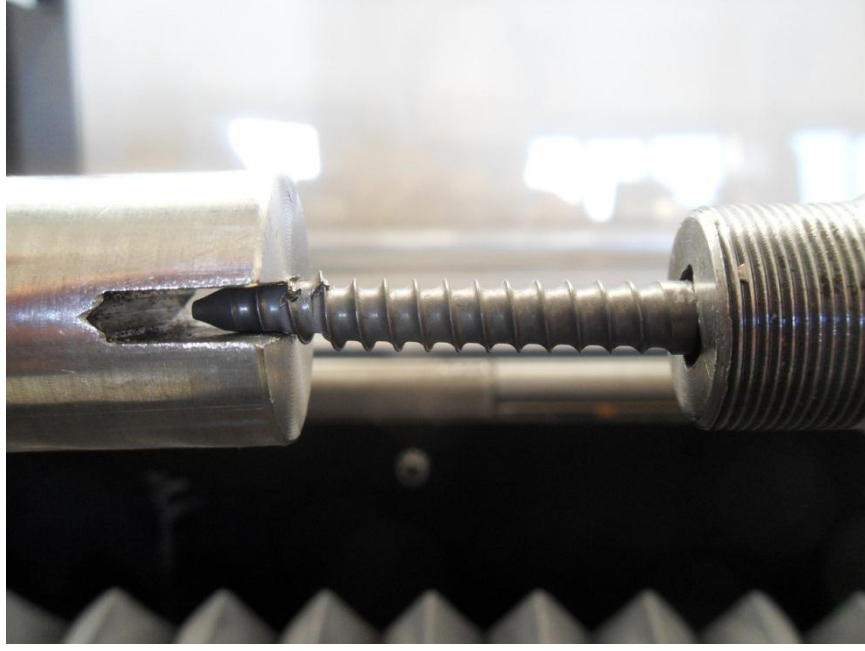
Şekil 3. 6: Tek taraflı çift delik açılmış numunenin kırılma fotoğrafı

Çift taraflı çift delik açılmış numunelerin burma deneyi sonuçlarında elde edilen en yüksek pik tork değeri 11,47 Nm, en düşük pik tork değeri 10,95 Nm, ortalama pik tork değeri ise 11,25 Nm'dir.

Pik torklardaki açı değerleri ise maksimum 49,5 derece, minimum 41,9 derece ve ortalama 45,07 derecedir.

Bu test grubu yukarıdaki test gruplarıyla kıyaslandığında tek taraflı çift delik ve tek taraflı slot açılmış gruplardan daha dayanıksız fakat çift taraflı slot açılmış gruptan daha dayanıklıdır.

Şekil 3.7 incelendiğinde kırılmanın tek taraflı çift delik açılan numunelerin aksine vida ucundan uzakta olan deliklerin bulunduğu yerden olduğu görülmüştür.



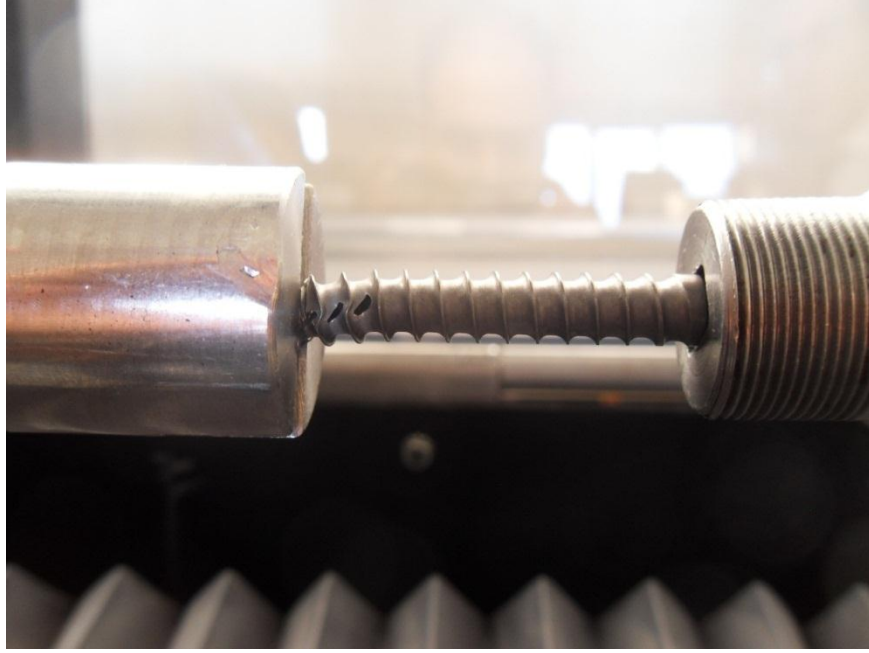
Şekil 3. 7: Çift taraflı 2 delik açılmış numunenin kırılma fotoğrafı

Tek taraflı üç delik açılmış numunelerin burma deneyi sonuçları incelendiğinde en yüksek pik tork değerinin 13,04 Nm, en düşük pik tork değerinin 12,29 Nm ve ortalama pik tork değerinin ise 12,58 Nm olduğu görülmektedir.

Aynı numunelerin pik torkun ölçüldüğü açı değerleri ise en yüksek 58,1 derece, en düşük 56,3 derece, ortalama 57,3 derecedir.

Bu test grubundaki değerler daha önceki gruplarla karşılaştırıldığında; sadece tek taraflı çift delik açılmış numunelerden başarısız, diğer gruplara göre ise daha başarılıdır.

Şekil 3.8 incelendiğinde kırılmanın vida ucuna en yakın olan deliğin bulunduğu bölgede gerçekleştiği görülmektedir.



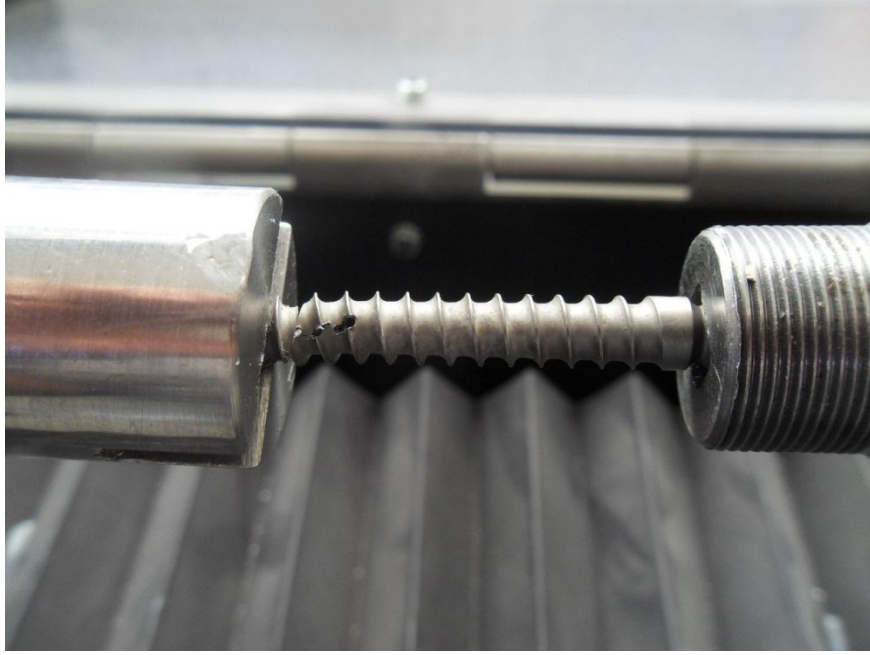
Şekil 3. 8: Tek taraflı üç delik açılmış numunenin kırılma fotoğrafı

Son grup çift taraflı üç delik açılmış vidaların burma deneyi sonuçları incelendiğinde maksimum pik tork değerinin 10,82 Nm, minimum pik tork değerinin 10,42 Nm ve ortalama pik tork değerinin ise 10,67 Nm olduğu gözlemlenmiştir.

Çift taraflı üç delik açılmış grubun pik tork değerinde elde edilmiş maksimum açı 50,3 derece, minimum açı ise 41,8 derecedir. Ortalama açı değeri ise 47,17 derecedir.

Bu grubun diğer gruplarla karşılaştırması yapıldığında sadece çift taraflı slot açılmış gruptan daha iyi veriler elde edilmiş, diğer grupların gerisinde kalmıştır.

Şekil 3.9 incelendiğinde kırılmanın vida ucuna en yakın deliklerin bulunduğu kısımda gerçekleştiği görülmektedir.



Şekil 3. 9: Çift taraflı üç delik açılmış numunenin kırılma fotoğrafı

Burma testlerinin sonuçlarında, 14,94 Nm tork değerindeki maksimum tork değerlerini kontrol grubu (kanülsüz) göstermiştir. Test edilen kanüllü vidalar arasındaki en yüksek burma mukavemetini 13,54 Nm olarak S2H göstermiştir. Minimum burma mukavemetini ise 43,7 derecelik açı ile 9,45 Nm olarak çift taraflı slot açılmış numuneler göstermiştir. Delik veya slotları çift yönlü oluşturmak burma mukavemetini önemli derecede azaltmıştır. Benzer şekilde, iki veya üç delik açılması ile karşılaştırıldığında slotları çift yönlü veya tek yönlü açmak burma mukavemetini yine azaltmıştır.

4.SONUÇLAR

Bu çalışma çeşitli kanüllü vida tasarımlarının gerek çimento takviyeli olarak gerekse suni füzyon olarak hem çekme hem burma deneyleriyle test edildiği ilk çalışmadır.

Yapılan çalışmanın sonuçları şu şekildedir:

Çimento takviyeli numunelerin çekme testleri sonucunda grade 10 numuneleri için en düşükten en yükseğe doğru, tek taraflı iki delik açılmış numuneler (432 N), çift taraflı slot açılmış numuneler (462 N), tek taraflı slot açılmış numuneler (491 N), çift taraflı üç delik açılmış numuneler (492 N), çift taraflı iki delik açılmış numuneler (498 N) ve tek taraflı üç delik açılmış numuneler (511 N) şeklindedir. Yapılan T-Test sonuçlarına göre en başarılı olarak görülen S3H için elde edilen değerler, DS ve S2H ile kıyaslandığında anlamlı bir fark ortaya koyarken diğer gruplar ile kıyaslandığında çok anlamlı farklar ortaya koyamamıştır.

Grade 40 numuneler için ise en düşükten en yükseğe doğru; çift taraflı üç delik açılmış numuneler (2768 N), tek taraflı üç delik açılmış numuneler (2782 N), çift taraflı iki delik açılmış numuneler (2795 N), çift taraflı slot açılmış numuneler (2936 N), tek taraflı iki delik açılmış numuneler (3034 N), tek taraflı slot açılmış numuneler (3104 N) şeklindedir. Yapılan T-test sonuçlarına göre SS sonuçları S2H sonuçları ile kıyaslandığında anlamlı bir fark yokken, diğer deney gruplarına göre anlamlı bir şekilde başarılı olmuştur.

Suni füzyon numunelerinin çekme testleri sonucunda elde edilen değerler grade 10 numuneleri için en düşükten en yükseğe doğru, çift taraflı iki delik açılmış numuneler (787 N), tek taraflı üç delik açılmış numuneler (919 N), tek taraflı slot açılmış numuneler (954 N), tek taraflı iki delik açılmış numuneler (978 N), çift taraflı slot açılmış numuneler (1057 N) ve çift taraflı üç delik açılmış numuneler (1095 N) şeklindedir. T-Testi sonuçlarına göre en başarılı olarak görülen D3H için elde edilen değerler, DS ile kıyaslandığında anlamlı bir fark ortaya koyamazken diğer gruplar ile kıyaslandığında çok anlamlı farklar ortaya koymuştur.

Grade 40 numuneler için ise en düşükten en yükseğe doğru; tek taraflı üç delik açılmış numuneler (1450 N), tek taraflı iki delik açılmış numuneler (1586 N), tek taraflı slot açılmış numuneler (2228 N), çift taraflı iki delik açılmış numuneler (2784 N), çift taraflı slot açılmış numuneler (3031 N), çift taraflı üç delik açılmış numuneler (3381 N) şeklindedir. T-Testi sonuçlarına göre D3H sonuçları diğer bütün grupların sonuçları ile kıyaslandığında anlamlı bir fark ortaya koymuştur.

Sonuçlardan görüldüğü gibi grade 10 ve 40 numunelerin çekme testi sonuçları paralellik göstermemektedir.

Burma testi sonuçları incelendiğinde,

Burma mukavemetleri en düşükten en yükseğe doğru; çift taraflı slot açılmış numuneler (9,45 Nm), çift taraflı üç delik açılmış numuneler (10,67 Nm), çift taraflı iki delik açılmış numuneler (11,25 Nm), tek taraflı slot açılmış numuneler (11,92 Nm), tek taraflı üç delik açılmış numuneler (12,56 Nm) ve tek taraflı iki delik açılmış numuneler (13,54 Nm) şeklindedir. En yüksek torktaki açılış sıralaması da aynı şekildedir. Beklenildiği gibi yapılan işlemin vidalardaki oluşturduğu delik ve yapılan işlemin tek taraflı ya da çift taraflı olması vidaların burma mukavemeti performansını doğrudan etkilemiştir.

Çimento takviyeli numuneler ile suni füzyon numunelerini birbirleri ile kıyasladığımızda suni füzyon numunelerinin çok daha başarılı sonuçlar verdiği görülmektedir. Fakat burda doğal füzyonun oluşması için zamana ihtiyaç olduğu unutulmamalıdır. Çimento takviyeli çalışmalarda ise zamana ihtiyaç yoktur ve elde edilen çekme mukavemetlerini çok kısa sürede sağlayabilmektedir. Çekme mukavemetine ihtiyaç hemen olacağından her ne kadar çimento takviyeli S3H numunesinin çekme mukavemeti, suni füzyon D3H numunesinin yarısı kadar da olsa çimento takviyeli S3H numunesi tercih edilmiştir. Diğer taraftan S3H numuneleri T-Testleri sonucunda sadece DS ve S2H'dan anlamlı derecede başarı gösterip diğer gruplarla arasında çekme mukavemeti açısından fazla fark olmasa da burma mukavemeti açısından diğerlerinin hepsinden iyi olması nedeniyle tercih edilmiştir.

Bu test sonuçları ışığında hem çekme hem burma mukavemetleri değerlendirildiğinde osteoporotik vakalarda kullanılması en verimli olan tasarım tek taraflı üç delik açılmış (S3H) numunelerdir.

KAYNAKÇA

- [1] Brian K Alldredge; Koda-Kimble, Mary Anne; Young, Lloyd Y.; Wayne A Kradjan; B. Joseph Guglielmo (2009). *Applied therapeutics: the clinical use of drugs*. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins. pp. 101–3. ISBN 0-7817-6555-2.
- [2] NIH Consensus Development Panel on Osteoporosis Prevention, Diagnosis, and Therapy. Osteoporosis prevention, diagnosis, and therapy. *JAMA* 2001;285:785-95.
- [3]Chronic Disease and Medical Innovation in an Aging Nation - The Silver Book®:Osteoporosis 2006: 4
- [4] <http://www.iofbonehealth.org/bonehealth/what-osteoporosis-1>
- [5]National Osteoporosis Foundation 2002, America’s Bone Health
- [6] Kanis JA, Melton LJ, Christiansen C, Johnston CC, Khaltsev N. The diagnosis of osteoporosis. *Journal of Bone and Mineral Research* 1994; 9:1137-1141.
- [7] Looker AC, Orwoll ES, Johnston CC, Lindsay RL, Wahner HW, Dunn WL, Calvo MS, Harris TB, Heyse SP. Prevalence of low femoral bone density in older US adults from NHANES. *Journal of Bone and Mineral Research* 1997; 12:1761-1768
- [8] World Health Organization (WHO). Assessment of Fracture Risk and its Application to Screening for Postmenopausal Osteoporosis. WHO Technical Report Series 1994; 843:1-101.
- [9]Ateş A, Osteoporotik vertebra kırığı olan hastaların tedavisinde vertebroplasti ve kifoplasti yöntemlerinin etkinliğinin değerlendirilmesi, 2008: 4-8
- [10]Burge et al. 2007, Incidence and Economic Burden of Osteoporosis-Related Fractures in the U.S., 2005-2025
- [11] Lunt M, Felsenberg D, Adams J, Benevolenskaya L, Cannata J, Dequeker J, Dodenhof C, Falch JA, Johnell O, Khaw KT, Masaryk P, Pols H, Poor G, Reid D, Scheidt-Nave C, Weber K, Silman AJ, Reeve J. Population-based geographic variations in DXA bone density in Europe: the EVOS study, *Osteoporosis International*1997; 7:175-189.
- [12] Yang TS, Chen YR, Chen YJ, Chang CY, Ng HT. Osteoporosis: prevalence in Taiwanese women. *Osteoporosis International* 2004; 15:345-347.
- [13] Mazess RB, Barden H. Bone density of the spine and femur in adult white females *Calcified Tissue international* 1999; 65:91-99.
- [14] National Institutes of Health Osteoporosis and Related Bone Diseases ~ National Resource Center http://www.niams.nih.gov/health_info/bone/osteoporosis/osteoporosis_ff.pdf

- [15] Melton LJ, Atkinson EJ, O'Fallon M, Wahner HW, Riggs L. Long-term fracture prediction by bone mineral assessed at different skeletal sites. *Journal of Bone and Mineral Research* 1993; 8:1227-1233.
- [16] Cooper C, O'Neill T, Silman A. The epidemiology of vertebral fractures. European vertebral osteoporosis study group. *Bone* 1993; 14(Suppl 1):S89- S97
- [17] Lips P. Epidemiology and predictors of fractures associated with osteoporosis. *American Journal of Medicine* 1997; 103:3S-11S.
- [18] Papaioannou A, Watts NB, Kendler DL, Yuen CK, Adachi JD, Ferko N. Diagnosis and management of vertebral fractures in elderly adults. *American Journal of Medicine* 2002;113:220-228.
- [19] Kıyak G, Osteoporotik Omurgada Kullanılan Pedikül Vidası Alternatiflerinin ve Güçlendirme Yöntemlerinin Biyomekanik Karşılaştırılması, Marmara Üniversitesi 2011: 3-10
- [20] Cortet B, Roches E, Logier R, Houvenagel E, Gaydier-Souquieres G, Puisieux F, Delcambre B. Evaluation of spinal curvatures after a recent osteoporotic vertebral fracture. *Joint, Bone, Spine*; 2002; 69:201-208.
- [21] Arslantaş D, Metintas S, Unsal A, Işıklı A, Kalyoncu C, Arslantas A. Prevalence of osteoporosis in middle anatolian population using calcaneal ultrasonography method. *Maturitas* 59 *The European Menopause Journal* (2008) 234–241
- [22] Cullem JD, Ell PI, Ryder JP: X ray dual photon adsorptiometry: A new method for the measurement of bone density. *British J Radiology*. 1989; 62: 587-592.
- [23] Atik OS, Günal İ, Korkusuz F: Burden of osteoporosis. *Clin Orthop Rel Res* 2006;443:19-24.
- [24] Jalava T, Sarna S, Pylkkanen L ve arkadaşları: Association between vertebral fracture and increased mortality in osteoporotic patients. *J Bone Miner Res* 2003; 18(7): 1254-60.
- [25] Lavelle WF, Carl A, Lavelle ED, Khaleel MA: Vertebroplasty and kyphoplasty. *Med Clin N Am*. 2007; 91: 299-314.
- [26] Postacchini F. Spine update: surgical management of lumbar spinal stenosis. *Spine* 1999; 24:1043-1047
- [27] Vaccaro AR, Ball ST. Indications for instrumentation in degenerative lumbar spinal disorders. *Orthopedics* 2000; 23:260-271.
- [28] Bassewitz H, Herkowitz H. Lumbar stenosis with spondylolisthesis: current concepts of surgical treatment. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2001; 384:5440.

- [29] Sengupta DK, Herkowitz HN. Lumbar spinal stenosis: Treatment strategies and indications for surgery. *Orthopedic Clinics North America* 2003; 34:281- 295.
- [30] Kim SS, Denis F, Lonstein JE, Winter RB. Factors affecting fusion rate in adult spondylolisthesis. *Spine* 1990; 16:979-984.
- [31] Bjarke CF, Stender HE, Laursen M, Thomsen K, Bungler CE. Long-term functional outcome of pedicle screw instrumentation as a support for posterolateral spinal fusion: randomized clinical study with a 5-year followup. *Spine* 2002;27:1269-1277.
- [32] Y.Y.Kim et al., Assessment of pedicle screw pullout strength based on various screw designs and bone densities-an ex vivo biomechanical study, *The Spine Journal*,12:164–168, 2012.
- [33] S.L. Evans, Bone cement or bone substitute augmentation of pedicle screws improves pull-out strength in posterior spinal fixation, *Materials in Medicine*, 13:1143-1145, 2002.
- [34] T.L.Halvorson et al., Effects of bone mineral density on pedicle screw fixation,*Spine (Phila Pa 1976)*, 19(21):2415-20, 1994.
- [35] S. Becker et al., Assessment of different screw augmentation techniques and screw designs in osteoporotic spines,*Eur Spine J*,17:1462–1469,2008.
- [36] A.T. Jacob et al., Biomechanical comparison of single- and dual-lead pediclescrews in cadaveric spine, *J Neurosurg Spine*,8:52–57, 2008
- [37] C. A. Lill et al., Mechanical performance of cylindrical and dual core pediclescrews in calf and human vertebrae, *Arch Orthop Trauma Surg*,126:686–694,2006.
- [38] C.C. Hsu et al., Increase of pullout strength of spinal pedicle screws with conical core: biomechanical tests and finite element analyses, *Journal of Orthopaedic Research*,23:788-794, 2005.
- [39] B.B. Abshire et al., Characteristics of pullout failure in conical and cylindrical pedicle screws after full insertion and back-out, *The Spine Journal*,1:408-414, 2001.
- [40] T. Demir et al., Design and biomechanical testing of pedicle screw for osteoporotic incidents, *Proc. I. Mech. E. P: H*, 226(3):256-262, 2012.
- [41] M.H. Krenn et al., Influence of thread design on pedicle screw fixation, *J Neurosurg Spine*,9:90–95, 2008.
- [42] H. Mehta et al., Biomechanical analysis of pedicle screw thread differential design in an osteoporotic cadaver model,*Clinical Biomechanics*,27:234–240,2012.

- [43] M. Gao et al., Biomechanical evaluation of fixation strength of conventional and expansive pedicle screws with or without calcium based cement augmentation, *Clinical Biomechanics*, 26:238–244, 2011.
- [44] S. Vishnubhotla et al., A titanium expandable pedicle screw improves initial pullout strength as compared with standard pedicle screws, *The Spine Journal*, 11:777–781, 2011.
- [45] S. Wan et al., Biomechanical and histological evaluation of an expandable pedicle screw in osteoporotic spine in sheep, *Eur Spine J*, 19:2122–2129, 2010.
- [46] B. Bostan et al., A biomechanical comparison of polymethylmethacrylate reinforced and expansive pedicle screws in pedicle-screw revisions, *Acta OrthopTraumatol Turc*, 43(3):272-276, 2009.
- [47] W. Lei et al., Biomechanical evaluation of an expansive pedicle screw in calf vertebrae, *Eur Spine J*, 15: 321–326, 2006.
- [48] S.D. Cook, et al., Lumbosacral fixation using expandable pedicle screws: an alternative in reoperation and osteoporosis, *The Spine Journal*, 1:109–114, 2001.
- [49] S.D. Cook et al., Biomechanical study of pedicle screw fixation in severely osteoporotic bone, *The Spine Journal*, 4:402–408, 2004.
- [50] M.T. Rohmiller et al., Evaluation of calcium sulfate paste for augmentation of lumbar pedicle screw pullout strength, *The Spine Journal*, 2:255–260, 2002.
- [51] D.J. Burval, Primary pedicle screw augmentation in osteoporotic lumbar vertebrae: biomechanical analysis of pedicle fixation strength, *Spine (Phila Pa 1976)*, 32(10):1077-83, 2007.
- [52] A. Hashemi et al., Pullout strength of pedicle screws augmented with particulate calcium phosphate: An experimental study, *The Spine Journal*, 9:404–410, 2009.
- [53] M. Yazu et al., Efficacy of novel-concept pedicle screw fixation augmented with calcium phosphate cement in the osteoporotic spine, *J Orthop Sci*, 10:56–61, 2005.
- [54] Y. Taniwaki et al., Enhancement of pedicle screw stability using calcium phosphate cement in osteoporotic vertebrae: in vivo biomechanical study, *J Orthop Sci*, 8:408–414, 2003.
- [55] A. Milcan et al., Evaluation of cyanoacrylate augmentation of transpedicular screw pullout strength, *J. Spinal Disord Tech.*, 18(6):511-4, 2005.
- [56] B.E. McKoy et al., Injectable Cementing Screw for Fixation in Osteoporotic Bone, *J Biomed Mater Res Appl Biomater*, 53:216–220, 2000.

- [57] X.Yi et al., Augmentation of pedicle screw fixation strength using an injectable calcium sulfate cement: an in vivo study., *Spine (Phila Pa 1976)*,33(23):2503-9, 2008.
- [58] S.H. Kang et al., A Case of Pedicle Screw Loosening Treated by Modified Transpedicular Screw Augmentation with Polymethylmethacrylate, *J Korean Neurosurg Soc*,49:75-78, 2011.
- [59] W.Cho et al., Is it safe to back out pedicle screws after augmentation with polymethyl methacrylate or calcium phosphate cement?: a biomechanical study., *J.Spinal Disord Tech.*,24(4):276-9, 2011.
- [60] Z. Wu et al., Surgical Treatment of Osteoporotic Thoracolumbar Compressive Fractures with Open Vertebral Cement Augmentation of Expandable Pedicle Screw Fixation: A Biomechanical Study and a 2-Year Follow-up of 20 Patients, *Journal of Surgical Research*,173, 91–98, 2012.
- [61] K. Yamana et al., Clinical application of a pedicle nail system with polymethylmethacrylate for osteoporotic vertebral fracture, *Eur Spine J*,19:1643–1650, 2010.
- [62] Y. Sugimoto et al., Posterior spinal fusion using a pedicle nail system with polymethylmethacrylate in a paraplegic patient after vertebral collapse caused by osteoporosis, *The Spine Journal*,9:e5–e8, 2009.
- [63] A.E. Johnson et al., Mechanical properties of open-cell foam synthetic thoracic vertebrae, *J Mater Sci: Mater Med*, 19:1317–1323, 2008.
- [64] R. Zdero et al., The Effect of Screw Pullout Rate on Screw Purchase in Synthetic Cancellous Bone, *Journal of Biomechanical Engineering*,Vol. 131 / 024501-1,2009.
- [65] L.H. Chen et al., Pullout strength for cannulated pedicle screws with bone cement augmentation in severely osteoporotic bone: Influences of radial hole and pilot hole tapping,*Clinical Biomechanics*,24:613–618,2009.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : TORAMAN, Mehmet Fatih
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 05.03.1981 Ankara
Medeni hali : Evli
Telefon : 0 (532) 644 09 81
Faks : 0 (312) 222 99 99
e-posta : mftoraman@gmail.com

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Lisans	ODTÜ/Makine Müh.	2005

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2005-2006	TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi	Araştırma Görevlisi
2006-2012	Enerji Piyasası Düzenleme Kurumu	Enerji Uzmanı
2012-?	Borusan EnbW Enerji	İdari Süreçler Birim Yöneticisi

Yabancı Dil

İngilizce