

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ
ANABİLİM DALI

**KONTROLLÜ MİKRO HAREKETE İZİN
VEREBİLEN PLAĞIN RİJİT PLAK İLE
BİYOMEKANİK OLARAK KARŞILAŞTIRMASI
(BİYOMEKANİK ÇALIŞMA)**

DR.ÖZGÜR BİNBAŞ

UZMANLIK TEZİ

İZMİR -2007

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ
ANABİLİM DALI

**KONTROLLÜ MİKRO HAREKETE İZİN
VEREBİLEN PLAĞIN RİJİT PLAK İLE
BİYOMEKANİK OLARAK KARŞILAŞTIRMASI
(BİYOMEKANİK ÇALIŞMA)**

DR.ÖZGÜR BİNBAŞ

UZMANLIK TEZİ

İZMİR - 2007

**DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ:
PROF. DR. HASAN HAVİTÇIOĞLU**

İÇİNDEKİLER:

1. ÖZET

2. SUMMARY

3. GİRİŞ ve AMAÇ

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Plakların genel özellikleri

4.1.1. Plakların tarihsel gelişimi

4.1.2. Plakların tasarım ve biyomekanik özellikleri

4.1.2.1. Yuvarlak delikli düz plaklar

4.1.2.2. Tübüler plaklar

4.1.2.3. Rekonstrüksiyon plakları

4.1.2.4. Önceden şekillendirilmiş (anatomik) plaklar

4.1.2.5. Açılı plaklar

4.1.2.6. Kompresyon vidasıyla kombine açılı plaklar

4.1.2.7. Dinamik kompresyon plağı

4.1.2.8. Sınırlı temaslı - Dinamik kompresyon plağı

4.1.2.9. Kilitli kompresyon plakları

4.1.3. Plakların kullanım alanları ve uygulama teknikleri

4.1.3.1. Nötralizasyon plağı

4.1.3.2. Destek plağı

4.1.3.3. Kayma önleyici plak

4.1.3.4. Kompresyon plağı

4.1.3.4.1. Önceden Eğim (Prebending)

4.1.3.4.2. Kompresyon aleti

4.1.3.4.3. Dinamik Sıkıştırma Deliği

4.1.3.5. Köprüleme plağı

4.1.3.6. Minimal invaziv plak ostosentezi

4.2. Kırık tedavisinde kullanılan metallerin özellikleri

4.2.1. Demir içeren alaşımlar

4.2.2. Kobalt içeren alaşımlar

4.2.3. Titanyum içeren alaşımlar

4.3. Kırık iyileşmesinde mekanik etkilerin rolü

5. GEREÇ VE YÖNTEMLER

5.1. Araştırmanın tipi, yapıldığı yer, tarih

5.2. Örneklerin hazırlığı ve gruplar

5.2.1. Kullanılan Kemiklerin Özellikleri

5.2.2. Kullanılan plakların tasarım özellikleri

5.2.2.1. Plakların Özellikleri

5.2.2.2. Sisteme Hareketlilik Veren Yayın Özellikleri.

5.2.3. Tespit yöntemleri

5.3. Yüklenme testleri ve ölçüm

5.3.1. Aksiyel yüklenme testleri

5.3.2. Üç nokta bükme (bending) testleri

5.3.3. Burma (torsiyon) testleri

5.4. İstatiksel analiz yöntemi

6. BULGULAR

7. TARTIŞMA

8. SONUÇ VE ÖNERİLER

9. KAYNAKLAR

TABLolar ve GRAFİKLER

TABLolar:

Tablo 1: Amerikan Test ve Materyaller Derneği tarafından standardize edildiği şekilde metal implant materyalleri için minimum mekanik koşullar.

Tablo 2: Gruplardaki denek sayıları.

Tablo 3: Plakların Aksiyel Yüklenme testindeki yerdeğiştirme miktarlarının minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.

Tablo 4: Plakların üç nokta bükme testindeki yer değiştirme miktarlarının minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri

Tablo 5: Plakların burma (torsiyon) testindeki yer değiştirme miktarlarının minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri

GRAFİKLER:

Grafik 1: Grupların aksiyel kompresyon testindeki yer değiştirme miktarlarının ortalamalarının dağılımı

Grafik 2: Grupların üç nokta bükme testindeki yer değiştirme miktarlarının ortalamalarının dağılımı

Grafik 3: Grupların burma testindeki yer değiştirme miktarlarının ortalamalarının dağılımı

ŞEKİLLER:

Şekil 1: Lane'in plağı korozyondan dolayı kullanımdan çekilmiştir (1895).

Şekil 2: Lambotte'nin plağı ince ve yuvarlak hatlara sahip (1909) .

Şekil 3: Danis'in "coapteur" adlı plağı fragmanlar arası hareketi bastırır ve yan vidanın sıkıştırılmasıyla elde edilen fragmanlar arası kompresyon yoluyla fiksasyon stabilitesini artırır.

Şekil 4: Konvensiyonel plaklarda stabilizasyon ve yük aktarımı.

Şekil 5: Genel kullanımda olan değişik plak tiplerinden örnekler.

Şekil 6: DCP plak vida deliğinin görünümü ve vida sıkıldıkça kırık hattında kompresyon etkisi.

Şekil 7: DCP plak farklı pozisyonlarda vida yerleştirilmesi.

Şekil 8: LC-DCP plak A: Plağın önden görünümü. B: Plağın kemikle temas eden yüzünün görüntüsü C: plak altındaki revaskülaryasyon kanallarının görüntüsü. D: Vida deliklerinin görüntüsü.

Şekil 9: DCP ve LC-DCP plaklarda vida deliklerinde vidaların açılması.

Şekil 10: Kilitli kompresyon plağının vida deliğinin görüntüsü. LCP plak yük aktarımının şematik görünümü. LCP plakların internal fiksator olarak işlev görmesinin şematik görünümü.

Şekil 11: Nötralizasyon plağının uygulama tekniği.

Şekil 12: Tibia plato kırığında metafizer parçayı destekleyen destek plağı.

Şekil 13: Kompresyon aletinin transvers bir kırık modelinde kullanımı.

Şekil 14: Köprüleme plağı ve dalga plak.

Şekil 15: Çalışmada kullanılan plakların görüntüleri.

Şekil 16: Osteotomi sonrası plakların kemiklere fiske edilmiş görüntüleri

Şekil 17: Vidaları eşit güçte sıkmak için kullanılan torklu tornavida.

Şekil 18: Aksiyel yüklenme testi için hazırlanmış denekler

Şekil 19: Burma testi için hazırlanan bir denek

Şekil 20: 4 delikli nötral plak grubunda bir deneğin aksiyel yüklenme testi sırasındaki görüntüsü

Şekil 21: 4 delikli CMMP/KMHP grubunda bir deneğin aksiyel yüklenme testi sırasındaki görüntüsü

Şekil 22: 6 delikli nötral plak grubunda bir deneğin aksiyel yüklenme testi sırasındaki görüntüsü.

Şekil 23: 6 delikli CMMP/KMHP grubundan bir deneğin aksiyel yüklenme testi sırasındaki görüntüsü.

Şekil 24: 4 delikli nötral plak grubundan bir deneğin 3 nokta bükme testi sırasındaki görüntüsü

Şekil 25: 4 delikli CMMP/KMHP grubundan bir deneğin 3 nokta bükme testi sırasındaki görüntüsü.

Şekil 26: 6 delikli nötral plak grubundan bir deneğin 3 nokta bükme testi sırasındaki görüntüsü

Şekil 27: 6 delikli CMMP/KMHP grubundan bir deneğin 3 nokta bükme testi sırasındaki görüntüsü

Şekil 28: 4 delikli nötral grubundan bir deneğin burma testi sırasındaki görüntüsü

Şekil 29: 4 delikli nötral grubundan bir deneğin burma testi sırasındaki ters açıdan görüntüsü

Şekil 30: 6 delikli nötral grubundan bir deneğin burma testi sırasındaki görüntüsü

Şekil 31: 4 delikli CMMP/KMHP grubundan bir deneğin burma testi sırasındaki görüntüsü

Şekil 32: 4 delikli nötral plak grubundan bir deneğin aksiyel kompresyon testinde elde edilen yük – yer değiştirme eğrisi.

Şekil 33: 4 delikli CMMP/KMHP grubundan bir deneğin aksiyel kompresyon testinde elde edilen yük – yer değiştirme eğrisi.

Şekil 34: 6 delikli nötral plak grubundan bir deneğin aksiyel kompresyon testinde elde edilen yük – yer değiştirme eğrisi.

Şekil 35: 6 delikli CMMP/KMHP grubundan bir deneğin aksiyel kompresyon testinde elde edilen yük – yer değiştirme eğrisi.

Şekil 36: 4 delikli notral plak grubundan bir deneğin üç nokta bükme testinde elde edilen yük – yer değiştirme eğrisi.

Şekil 37: 4 delikli CMMP/KMHP grubundan bir deneğin üç nokta bükme testinde elde edilen yük – yer değiştirme eğrisi.

Şekil 38: 6 delikli notral plak grubundan bir deneğin üç nokta bükme testinde elde edilen yük – yer değiştirme eğrisi

Şekil 39: 6 delikli CMMP/KMHP grubundan bir deneğin üç nokta bükme testinde elde edilen yük – yer değiştirme eğrisi

Şekil 40: 4 delikli notral plak grubundan bir deneğin burma testinde elde edilen yük – yer değiştirme eğrisi

Şekil 41: 4 delikli CMMP/KMHP grubundan bir deneğin burma testinde elde edilen yük – yer değiştirme eğrisi

Şekil 42: 6 delikli notral plak grubundan bir deneğin burma testinde elde edilen yük – yer değiştirme eğrisi

Şekil 43: 6 delikli CMMP/KMHP grubundan bir deneğin burma testinde elde edilen yük – yer değiştirme eğrisi

KISALTMALAR:

AO: Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen

DCP: Dinamik Kompresyon Plağı

PC-Fix: Nokta Temas Fiksatorü

LİSS: Daha Az İnvaziv Stabilizasyon Sistemi

MİPO: Minimal invaziv plak ostosentezi

LCP: Kilitli Kompresyon Plağı

LC-DCP: Sınırlı Temas – Dinamik Kompresyon Plağına

PCP: Nokta Kontak Plağı

LISS: Limited Internal Stabilization System

AO/ASIF: Arbeitsgemeinschaft fuer Osteosynthesefragen - Association for the Study of Internal Fixation

Gpa: Gigapascal

pH: per hydron veya per hydrogen

ASTM: American Society for Testing and Materials

CMMP/ KMHP: Controlled Micro Motion Plate/Kontrollü Mikro Hareket Plağı

SRP: Stres Relaksasyon Plağı

MCP: Minimum Temas Plağı

ÖNSÖZ

Eğitimime katkısı olan ve asistanlık eğitimim boyunca bilgilerinden ve deneyimlerinden yararlandığım sayın hocalarım; **Prof. Dr. Emin ALICI, Prof. Dr. Şükrü ARAÇ, Prof. Dr. Osman KARAOĞLAN, Prof. DR. Ahmet EKİN, Prof. Dr. Hasan HAVITÇIOĞLU, Prof. Dr. Halit PINAR, Prof. Dr. Haluk BERK, Prof. Dr. İzge GÜNAL, Doç. Dr. Önder BARAN, Prof. Dr. Hasan TATARİ, Doç. Dr. Mustafa ÖZKAN, Doç. Dr. Vasfi KARATOSUN, Doç. Dr. Ömer AKÇALI, Doç. Dr. Can KOŞAY, Doç. Dr. Kadir BACAĞOĞLU ve Uzm. Dr. Kıvanç MURATLI**'ya teşekkür ederim.

Tezimin hazırlanmasında değerli bilgi ve deneyimleriyle bana her konuda yardımcı olan tez danışmanım **Prof. Dr. Hasan HAVITÇIOĞLU** ve **Doç. Dr. Önder BARAN**' a teşekkür ederim.

Tezimin biyomekanik testlerinde teknik destek ve bilgilerini esirgemeyen, değerli zamanlarını ayıran DEÜTF Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyomekanik Anabilim Dalı Araştırma Görevlilerinden **Bora UZUN** ve **Hakan OFLAZ**'a teşekkür ederim.

Tezimin istatistiksel analizlerinin yapılmasında bana yol gösteren DEÜTF Halk Sağlığı Anabilim Dalı Öğretim Üyesi **Prof. Dr. Reyhan UÇKU**'ya ayrıca teşekkür ederim.

Tezimde gerekli olan implant ve materyallerin temininde yardımlarını esirgemeyen Med- Tıp Tıbbi Ürünler Sanayi ve Dış Ticaret LTD. STİ'ne teşekkür ederim

Asistanlık eğitimim boyunca kliniğimiz ve ameliyathanede beraber çalıştığım tüm asistan arkadaşlarıma, hemşire arkadaşlarıma, personel arkadaşlarıma, klinik ve poliklinik sekreterlerimize teşekkür ederim.

Tüm hayatım boyunca olduğu gibi bu zor ve uzun geçen asistanlık süreci boyunca desteklerini her zaman yanımda hissettiğim anneme, babama ve kardeşime ayrı ayrı teşekkür ederim.

1. ÖZET

Kontrollü mikroharekete izin verebilen plağın rijit plak ile biyomekanik olarak karşılaştırılması. (Biyomekanik çalışma)

Dr. Özgür Binbaş
Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi
Ortopedi ve travmatoloji Anabilim Dalı
İnciraltı –İZMİR

Kemik kırıklarının tedavisinde uzun zamandır plak ve vida kombinasyonları kullanılmaktadır. Son 20 yıl içinde cerrahi kırık tedavisinin temel prensiplerinde bir takım değişiklikler olmuştur. Bu değişim kırık iyileşmesinin farklı mekanik koşullar altında farklılıklar gösterdiğinin anlaşılması ve kırık tedavisinde kullanılan malzeme bilgisinin gelişmesiyle olmuştur. Özellikle kontrollü mikrohareketin kırık iyileşmesi üzerindeki olumlu etkileri üzerine yoğun çalışmalar mevcuttur. Ancak kırık bölgesinde tam olarak ne kadar harekete izin verileceğine dair henüz tam olarak kesin bir değer bilinmemektedir. Çalışmamızda yapısal özelliği sayesinde sisteme kontrollü hareket verebilen bir plağın aynı zamanda işlevsel olarak da stabil olabilecek şekilde geliştirilmesi hedeflendi. Amacımız yeni geliştirilen CMMP/KMHP (Kontrollü Mikro Hareket Plağı) plağın stabilitesinin değerlendirilmesidir.

Bu çalışmada karşılaştırılan plaklar tasarımsal olarak iki farklı dizaynda ve bu plakların 4 ve 6 delikli şekillerinden oluşmaktadır. Plaklar temel olarak iki parça halinde birbiri içine geçebilen modüler bir yapıya sahiptir. Kemik, plak ve vida kombinasyonundan oluşan sistemin hareketliliği ise modüler parçaların arasına yerleştirilen bir yay vasıtasıyla sağlanmaktadır. Kullanılan yay, Hooke Kanunu'ndan yararlanılarak, tavuk deneyi için gerekli çap, tel çapı, sarım sayısı ve adımı hesaplanarak üretildi. Karşılaştırma grubu için aynı koşullardaki mekanik etkiler karşısında oluşabilecek farklılıkları ortaya koyabilmek için aynı materyal ve boyut özelliklerini taşıyan tek parça halinde nötral plak adı verilen plaklar tasarlandı. Tavuk kemiğinin özelliklerine göre hazırlanan plaklar tavuk femurlarına yapılan transvers osteotomi sonrası fikse edildi. Nötral plaklar ve CMMP/KMHP (controlled Micro

Movement Plate / Kontrollü Mikro Hareket Plağı) plakların stabiliteleri invitro koşullarda biyomekanik olarak test edildi. Bütün plaklarla tespit edilmiş osteotomize kemiklere aksiyel yüklenme, üç nokta bükme (bending) ve burma (torsiyon) testleri uygulandı.

Yaptığımız testler sonucunda plakların aksiyel kompresyon altında yer değişim miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı. Plaklar arasında üç nokta bükme (bending) testlerinde elde edilen yer değişim miktarları arasında 1. grup (dört delikli nötral plak) (N=6) ile 3. grup (altı delikli nötral plak) arasında bending 45 Newtondaki değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edildi ($p=0,009$). Plaklar arasında torsiyon testlerinde elde edilen yer değişim miktarları arasında 2. grup (dört delikli CMMP/KMHP) (N=6) ile 3. grup (altı delikli nötral plak) arasında torsiyon 2 Newtondaki ($p=0,002$) ve torsiyon 4 Newtondaki ($p=0,004$) değerlerde istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü.

Çalışmamız sonucunda elde ettiğimiz veriler ışığında kullanılan CMMP/KMHP plaklar özellikle aksiyel yüklenme altında en az nötral plaklar kadar stabil olduğu saptandı. Ancak kullanılan plağın modüler parçaları arasındaki elastik sisteminin canlı organizma içinde nasıl sonuçlar vereceği henüz bilinmemektedir. Bu yüzden CMMP/KMHP plaklarla yapılan kontrollü canlı hayvan çalışmalarına ihtiyaç vardır. CMMP/KMHP plaklar, en ideal iyileşme için gerekli olan ve hala kesin değeri bilinmeyen hareketlilik değerini bulabilmek için farklı bir yöntem olabilecektir.

Anahtar kelimeler: Kontrollü mikro hareket plağı, biyomekanik, stabilite, elastisite, yay.

2. SUMMARY

Biomechanical comparison of the controlled micromovement allowing plate with respect to the rigid plate (A biomechanical study)

Dr. Özgür Binbaş
Dokuz Eylül University Faculty of Medicine
Department of Orthopaedics and Traumatology

Inciralti-IZMIR

Screw plate combinations have been used for the treatment of bone fractures through the last century. In the last 20 years principles of surgical treatment of bone fractures have evolved through the understanding of fracture healing under different mechanical conditions and through material knowledge background used in fracture fixation. Specifically there are studies about positive effects on fracture healing of controlled micro-movement. However, there are as yet no definite known values concerning the amount of micro-movement permissible in the fracture line.

But knowledge of data lacks for the amount of movement necessary beyond fracture line. In our study we aimed to design a controlled micro-movement plate which could also stabilize fractures functionally. Our aim is to consider the stability of the newly designed CMM plate.

In this study we compared two differently designed plates which had 4 and 6 holes at each. Plates basically have two-part modularity in which one part fits into the other. Bone plate screw system movement was achieved through a string which was integrated in between the two modular parts. The spring used has been designed and produced through the use of Hooke's law and necessary string diameter, wire diameter and number of wrapping were all calculated for the chicken bone experiment. For comparison of this design, a monoblock neutral plate made of the same material and size was designed and produced. Plates designed for chicken bone properties were applied for fixation after a transverse osteotomy done to the chicken femora. Neutral plates and CMMP plates stability parameters were

compared in vitro biomechanically. Axial compression tests, torsion and three point bending tests were done to the plate-fixation- applied ostetomized bones.

No statistical difference was found in axial compression tests. Three point bending tests revealed a statistical difference between the first group (n=6) (four hole neutral plate) and the third group (n=6) (six hole neutral plate) at 45 Nm force applied. Torsion tests revealed a statistical difference between the second group (four hole CMMP) (n=6) and the third group (six hole neutral plate) (n=6) at 2 N and 4 N torsional forces.

Data obtained from these tests revealed that CMMP plates used were as stable as neutral plates under axial loadings. There is a lack of data about elastic system's behavior used between modular parts of CMMP plates in living organisms. Therefore, there is a need for vivo animal studies with these newly-designed CMMP plates. CMMP plates could be the choice for calculating the amount of micro-movement necessary to obtain an ideal bone healing after a fracture

Key words: Controlled micro motion plate, biomechanic, stability, elasticity, spring.

3. GİRİŞ ve AMAÇ

Kırık tedavisinde, kaynamamaların tedavisinde ve düzeltici osteotomilerin fiksasyonunda 100 yıldır plak ve vida kombinasyonları kullanılmaktadır. Plaklı osteosentez ile tedavilerin başarısı sağlıklı kemiğin fizyolojik ortamını taklit ederek mümkün olmaktadır. Bu amaçla kullanılan plakların kırık iyileşmesi tamamlanıncaya kadar mekanik anlamda dayanıklı ve biyouyumlu olması gerekmektedir. Son 20 yıl içinde cerrahi kırık tedavisinin temel prensiplerinde bir takım değişiklikler olmuştur. Bu değişim kırık iyileşmesinin farklı mekanik koşullar altında farklılıklar gösterdiğinin anlaşılması ve kırık tedavisinde kullanılan malzeme bilgisinin gelişmesiyle olmuştur.

Son yıllarda kırık tedavisinde mekanik faktörleri değil biyolojik ortamın restorasyonunu temel alan, kemiğin kendini yenilemesine izin veren yöntemler geliştirilmiştir. İnsan vücudundaki kemik kırıkları herhangi bir müdahalede bulunulmadığı zaman da kaynama gösterebilmektedir. Yani kemik, rejenerasyon kapasitesi olan bir dokudur. Biyolojik internal fiksasyon diye bilinen bu yaklaşımda kullanılan implant kırık sahasına gelen yükleri geçici süreliğine karşılamalıdır, kırık tedavisinde kullanılan tüm implantların görevi budur. Ancak kullanılan tekniğe bağlı olarak kemik iyileşmesinin özelliği değişmektedir. Tam anatomik redüksiyon ve katı tespit sonrasında primer kemik iyileşmesi diye bilinen osteonal iyileşme, tam anatomik redüksiyonun ve katı tespitinin olmadığı durumlarda ise sekonder kemik iyileşmesi yani kallusla iyileşme görülmektedir. Anatomik redüksiyonun gereksiz olduğu ve oluşan kallus dokusunun fonksiyonel olarak bir engel taşımadığı bölgelerin (diyafizer bölge kırıkları) kırıklarının tedavisi bu yöntemlerle daha hızlı ve işlevsel olmaktadır. Kallus oluşmasının indüksiyonu kırık ortamının biyolojik ve mekanik şartlarından etkilenmektedir.

Bu nedenle kırık tespitinde kırık iyileşmesine engel olmayacak derecede mikro harekete izin veren sistemler geliştirilmektedir. Bu sistemleri genel olarak elastik kırık fiksasyon teknikleri diye isimlendirmek çok yanlış olmaz. İntramedüller çiviler, eksternal fiksatörler ve hatta alçı tedavisi tam katı olmayan kırık tespit yöntemleridir.

Elastik plak fiksasyonu intramedüller çiviler ve eksternal fiksatörle tedavi edilen kırıklardan elde edilen bilgilerden yola çıkılarak geliştirilmiştir. Elastik plak fiksasyonunda plak, vidalar plağa kilitli ya da kilitsiz) ve kırık kemik fragmanlarından oluşan sistemin hareketliliği; plağın malzeme özelliğinden (elastik modulus) ya da

plağı tutturmak için kullanılan vidaların uzaklık, plağa kilitlenebilme ve vidaların kemikte tuttuğu korteks sayısı ile sağlanmaktadır.

Kırık tedavisinde sıklıkla plaklı osteosentez kullanılmasına karşın yük kalkanı (stress shielding) ve kırık tekrarı gibi sorunlar nedeni ile yük kalkanını azaltacak, aynı zamanda viskoelastisite kazandırılarak plak-vida, vida-kemik ara yüzeilerindeki kemiği yıpratıcı ve vida fiksasyonunu gevşetici mikro hareketleri sönümleninin yanında aksiyel yüklenme altında da mukavemetinden de hiç ödün vermeyecek olan yeni prototip plak dizayn ve sonlu elemanlarla analiz ön çalışmaları yapılmıştır. Bu plak kontrollü mikro harekete izin verebilen internal fiksasyon plağı olarak isimlendirilmiştir. Yeni geliştirilen plak kemiğe göre çok katı bir materyal olan ve rijit internal fiksasyonda en çok kullanılan malzeme olan paslanmaz çelikten yapılmış olmasına rağmen ayarlanabilir bir hareketliliğe sahiptir.

Bu çalışma, yapısal özelliği nedeniyle hareketliliği ayarlanabilen bir plak ile yapılmıştır. Kırık sahasında kontrollü harekete izin verebilen bir plağın aynı zamanda işlevsel olarak da stabil olması gerekmektedir. Standart kırık modeli, kemikler ve aynı malzemeden yapılmış plaklar kullanılarak biyomekanik açıdan incelenmiştir. Amacımız yeni plağın laboratuvar ortamında biyomekanik olarak stabilitesinin değerlendirilmesidir.

4. GENEL BİLGİLER

4.1.1. Plakların Tarihsel Gelişimi

Plaklar ortopedik cerrahide internal fiksasyon için 100 yıldan uzun bir süredir kullanılmaktadır. Korozyon ve yetersiz dayanım gibi ilk aksaklıklar çözülmüşse de, yakın zamanda sunulmuş tasarımların bütün sorunları çözdüğü söylenemez. Bir yandan kırık iyileşmesini hızlandırırken, diğer yandan da kemik fizyolojisi üzerinde herhangi kötü bir etki yaratmayan bir plak geliştirmek için daha ileri araştırmalara gereksinim duyulmaktadır.

Kırıkların plakla tedavi uygulaması, Lane'in internal fiksasyonda kullanıma yönelik metal bir plak sunduğu 1895 yılında başlamıştır (1). Lane'in plağı, korozyonla yaşanan sorunlardan dolayı kullanımdan kaldırılmıştır. Bunun ardından, 1909 yılında Lambotte ve sonrasında 1912 yılında Sherman internal fiksasyon plağı için kendi önerilerini sunmuştur (1). Plağın metalürjik formülasyonu, bu plakların korozyon direncini arttırmıştır; ancak, bu tasarımlar da yetersiz dayanımları nedeniyle kullanımdan çekilmiştir.



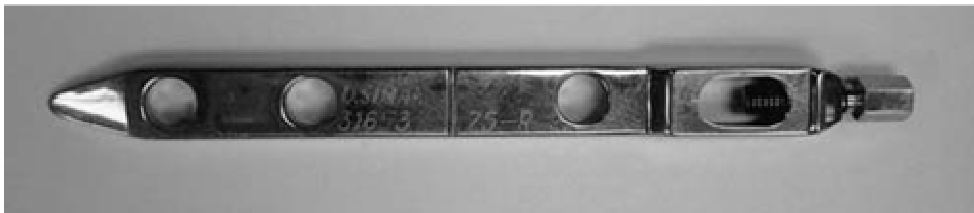
Şekil 1: Lane'in plağı korozyondan dolayı kullanımdan çekilmiştir (1895) (1).



Şekil 2: Lambotte'nin plağı ince ve yuvarlak hatlara sahip (1909) (1).

1948 yılında Eggers, vida başlarının kaymasına, dolayısıyla fragman uçlarının rezorpsiyonunun telafi edilmesine olanak tanıyan iki uzun yuvası bulunacak şekilde bir plak tasarlamıştır (1, 2). Eggers plağı kompresyon için ekstremite kaslarının normal tonus ve kasılmalarına ihtiyaç duymaktadır. Ancak pratikte bunu sağlamakta başarısız olabilir, kırığı sabitlemek için vidalar aşırı sıkılmış ise plağın yuvaları içinde vida başlarının kayması engellenmiş olur (2).

1949 yılında, Danis kırık fragmanları arasında kompresyon sağlanması ihtiyacını fark etmiştir. Danis bu amaca, fragmanlar arası hareketi bastıran ve fiksasyon stabilitesini arttıran, kendisinin *coapteur* olarak adlandırdığı, bir plak kullanarak ulaşmıştır (1, 2, 3, 4). Danis bu plak sayesinde günümüzde yaygın olarak kullanılan ve “primer kemik iyileşmesi” olarak anılan, kalussuz kemik iyileşmesine şahit olmuştur.



Şekil 3: Danis'in “coapteur” adlı plağı fragmanlar arası hareketi bastırır ve yan vidanın sıkıştırılmasıyla elde edilen fragmanlar arası kompresyon yoluyla fiksasyon stabilitesini artırır (1).

1957 yılında, Bagby ve James “modifiye Colison” plağı olarak bilinen kendinden kompresyonlu bir plak tasarlamıştır (4). Baş alt yüzeyi koni şeklinde olan bir vida yardımıyla, vida eksantrik olarak yerleştirilmiş ve sıkıştırıldığında, plak deliğini

yakalamış ve plağı uzun eksenini boyunca dik olarak deplase etmiştir. Eski bir marangozluk prensibine dayanan bu plak sadece sınırlı kompresyon yaratmıştır (4, 5).

Danis'in çalışmasından yola çıkan Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen ya da AO anatomik reduksiyon, stabil internal fiksasyon, dolaşımın korunması ve erken etkin ve ağrısız mobilizasyon temelinde şekillenen kendi prensiplerini bildirmiştir. İnternal fiksasyon, dıştan destek olmaksızın eklemlerin hemen hareketlendirilmesine imkân vermek için, fragmanların tam olarak redukte edilmesini ve katı bir şekilde korunmasını hedef alır (6). Kendinden kompresyonlu ilk AO plağı 1963 yılında rapor edilmiştir (4). Aynı dönemde Müller ve arkadaşları da, yuvarlak delikli plak için eksternal bir kompresyon kaynağı olarak çıkarılabilir bir kompresyon cihazı tasarlamıştır (2, 3, 4, 7, 8).

1969 yılında, Dinamik Kompresyon Plağı ya da DCP tasarlanmış ve kırık tedavisi için kullanıma sunulmuştur (4, 9, 10). Kendinden kompresyonlu bir plak olan DCP, eğimli bir plak deliği içerisinde başı küresel kesimli olan ve eksantrik olarak yerleştirilmiş bir vida yardımıyla, eksensel kompresyon sağlamıştır. DCP, tam anatomik reduksiyon ve kesin stabilizasyon elde etmek için redukte kırıklara uygulanmıştır.

1980 lerin başlarında, Brunner ve Weber dalgalı plağı sunmuş, Heitemeyer ve Hierholzer ise köprülü plağı (bridge plate) geliştirmiştir (4). Bu plaklar, kırık alanını kemik boyunca proksimal ve distal olarak sabitlenen plak ile kapatmak üzere tasarlanmıştır.

DCP periosteal dolaşım üzerinde daha sonra önemli komplikasyonlarla sonuçlanabilecek zararlı bir etki potansiyeline sahiptir (3, 4). 1990 yılında, Perren ve arkadaşları DCP'ye oranla daha sınırlı kortikal temas sağlayan oyuk alt yüzeyli Sınırlı Temas – Dinamik Kompresyon Plağına ilişkin bildiri sunmuşlardır (4, 11). Benzer dolaşım sorunlarına çözüm bulmak amacıyla, yakın zamanda PC-Fix (Nokta Temas Fiksatorü) sunulmuştur (4, 12). İmplantın kemiğe minimum teması söz konusudur ve implant kemiğe tek korteks vidalarla sabitlenir.

Yeni geliştirilen kilitli internal fiksator adı verilen cihazlar (örneğin; PC-Fix, LISS (Daha Az İnvaziv Stabilizasyon Sistemi)), vidaların plağın içine geçtiği plak ve vida sistemlerinden oluşur. Bu geçme mekanizması, plağın kemik üzerinde uyguladığı kompresif kuvvetleri en aza indirir (13). Kilitli internal fiksator yönteminin

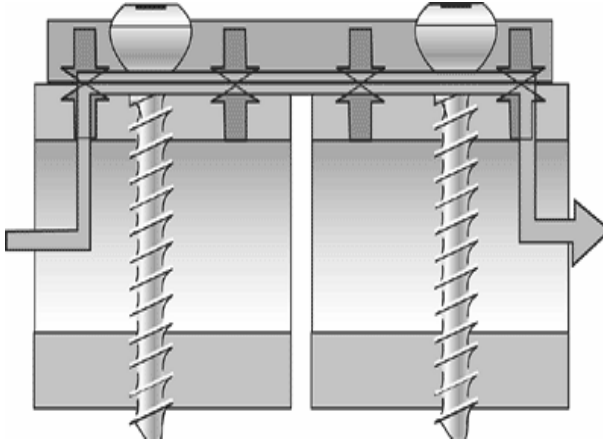
geliştirilmesi, özellikle dolaşımın korunmasının vurgulanmasıyla, kemik biyolojisine ilişkin bilimsel açılımlara dayandırılmıştır. Basit kilitli internal fiksasyon tekniği, kallus oluşumu indüksiyonu ile kendiliğinden iyileşme sürecini başlatmak için elastik fiksasyon sağlamayı hedefler. Bu teknoloji, günümüzde MİPO (Minimal invaziv plak ostosentezi) olarak bilinen tekniği desteklemektedir (13).

PC-Fix ve LİSS ile edinilen deneyimler sonucunda Kilitli Kompresyon Plağı (LCP) geliştirilmiştir (13). LCP geleneksel delikleri kullanarak bir kompresyon plağı olarak veya dişli delikleri kullanarak her iki delik türünü alan bir kombinasyon/hibrid plak olarak ortaya çıkmıştır (8, 13, 14, 15, 16, 17). Ancak, seçeneklerin ve hareketliliğin artmasıyla birlikte, bu yapıların biyomekaniğine ilişkin belirsizlik de artar. Bu yüzden, ideal kırık fiksasyonunun mekanizmasının hangi davranışları sergilediğini ve iyileşmenin nasıl gerçekleştiğini analiz etmek ve anlamak büyük önem taşır (14).

4.1.2. Plakların Tasarım ve Biyomekanik Özellikleri

4.1.2.1. Yuvarlak delikli düz plaklar

Konvansiyonel plaklar olarak da adlandırılan bu plakların vida başının oturacağı yuvarlak vida delikleri vardır. Kemiğe iki korteks vidalarla sabitlenirler ve stabiliteleri, bu vidaların kemiği plağa doğru çekmesine bağlıdır. Vidalar tarafından kemiğe bastırılan plak ile kemik arasındaki temastan kaynaklanan sürtünme kuvveti ile stabilizasyon sağlanır (3, 7). Kemiğe gelen aksiyel yükler, vidalar ile plağa iletilir, plak tarafından karşılanan yükler kemiği fizyolojik yüklerden de korur. Bu fenomene stres önleme (stress protection) denir. Kemik ile plak arasındaki kompresyon periosteal dolaşımda bozulma ve plağın stres önleyici etkisi sonucunda kortikal poroz görülür (3, 7, 18). Kırık fragmanlar arasında bir kompresyon aleti kullanılmamışsa kompresyon etkisi göstermezler. Ayrıca bu plaklara yerleştirilen vidalar kırık konfigürasyonuna göre açılı olarak gönderilemezler. Açılı yollanan vidaların yivleri plağa sıkışır ve plak ile kemik arasında sürtünme oluşamaz, bu nedenle plak asıl stabilite görevini yerine getiremez.



Şekil 4: Konvansiyonel plaklarda stabilizasyon ve yük aktarımı (3).

4.1.2.2. Tübüler plaklar

İki farklı tübüler plak vardır: büyük fragman semitübüler plak ve küçük fragman 1/3 tübüler plak. Tübüler plaklar, çok incedir ve az yumuşak doku örtüsü olan ulna, olekran ve lateral malleol gibi bölgelerde kullanılabilir. Kalınlıklarına bağlı olarak bu plaklar diğer plaklar gibi eğme kuvvetlerine direnemezler (3). Oval delik şekli, dış merkezli vida yerleştirilmesine imkân tanır.

4.1.2.3. Rekonstrüksiyon plakları

Plakların üç boyutlu şekle biçimlendirilmesi zor olabilir ve lateral eğim özellikle zordur. Rekonstrüksiyon plaklar eğimi kolaylaştıran delikler arasında çentiklerle şekillendirilmiştir. Özel eğim aletleri, plağın düzleminde biçimlendirmeye izin verir. Bu plaklar kompresyona imkân veren oval deliklere sahiptir. Rekonstrüksiyon plakları asetabulum gibi kompleks üç boyutlu biçimlendirme gerektiren anatomik bölgelerdeki kırıklar için çok faydalıdır. Kemiğe direk olarak kalıplanabilen kalıpların kullanımı tavsiye edilmektedir. Bu plaklarla deformasyona direnç daha düşüktür (3, 7).

4.1.2.4. Önceden şekillendirilmiş (anatomik) plaklar

Özel bir anatomik bölgenin tam şekline uyması için yapılmış önceden biçimlendirilmiş plaklar mevcuttur. Epifizeal ve metafizial kırıklarda yaygın olarak

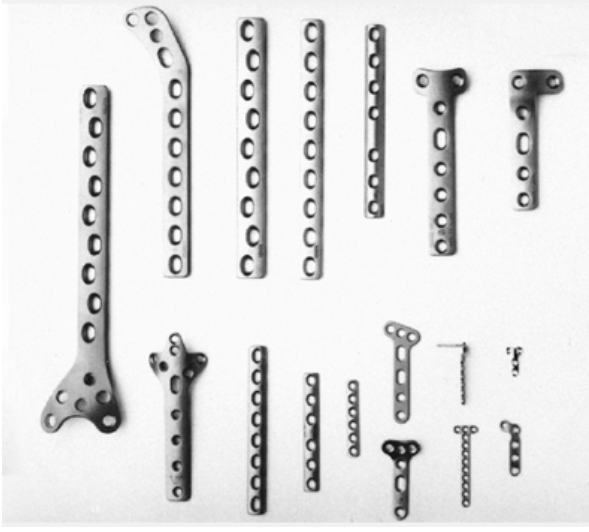
kullanılmaktadırlar. Bunların şekli metafizde farklı düzlemlerde çoklu vida yerleştirilmesine imkân vermektedir (3, 7). Aynı anatomik bölge için farklı şekillerde plaklar mevcuttur. Bunların seçimi temel olarak kırık tipine, cerrahi yaklaşıma ve cerrahın tercihine bağlıdır. Önceden biçimlendirilmiş plaklar ferdi anatomiye tam olarak nadiren uyar ve ince biçimlendirme genellikle gereklidir.

4.1.2.5. Açılı plaklar

Mevcut olan standart açılı plaklar 130-derece ve 95-derece açılı plaklardır. Geleneksel olarak, 130-derece açılı plak genellikle proksimal femur kırıkları için, 95-derece açılı plak ise distal femur kırıkları için kullanılırdı. Bu plaklar karışık mekaniğe sahiptir. Kırığa kompresyon kuvvetleri uygulandığında açısal stabiliteye güçlü bıçağın gücü yetmektedir (3). Açılı plakların uygulaması detaylı planlama gerektirmektedir. Açılı plaklar tüm üç boyutta da doğru yerleştirilmelidir, yoksa yanlış dizilim ortaya çıkacaktır (3). Açılı plakların kullanımı yüksek tecrübe gerektirir.

4.1.2.6. Kompresyon vidasıyla kombine açılı plaklar

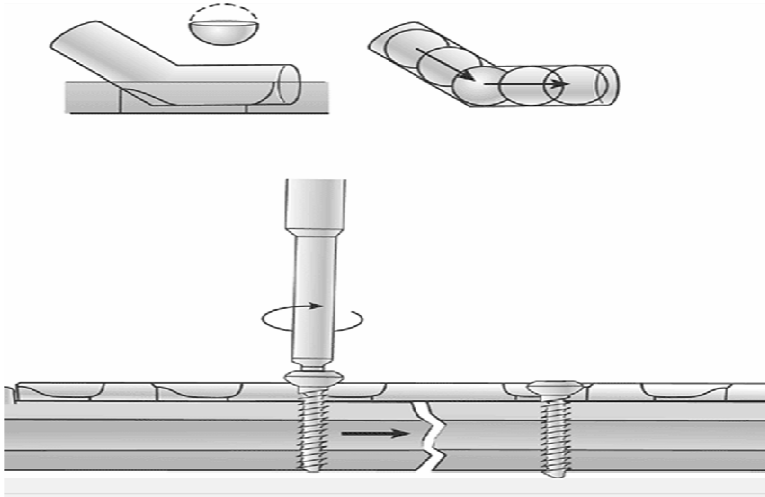
Kompresyon vidasıyla kombine açılı plaklar, açılı plaklardan türetilmiş olup temel mekanik prensipleri aynıdır. Her iki vida/plak sistemi de karşılıklı olan açılı plaklara göre bazı avantajlara sahiptir. İki parçadan yapıldıklarından vida plağın içinde kayabilir, ağırlık taşıyarak kırığın daha fazla kompresyonu sağlanır. Önce vida yerleştirilir. Açılı plağın tersine dinamik kalça vidası ve dinamik kondilar vidanın plağının pozisyonu sagittal düzlemde düzeltilebilir, yerleştirme sırasında üç yerine yalnızca iki düzlemin kontrol edilmesi gerekir (3). Bunun yanında, vidanın ve plağın montajı vida yerleştirildikten sonra yapılabileceğinden uygulama kolaylığı getirmiştir.



Şekil 5: Genel kullanımda olan değişik plak tiplerinden örnekler (3).

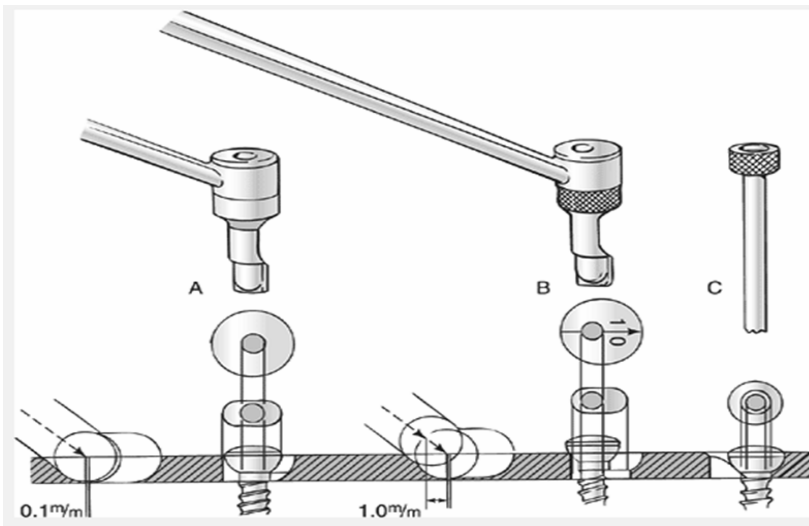
4.1.2.7. Dinamik Kompresyon Plağı

Dinamik kompresyon plağı (DCP) 1969'da ortaya konulmuştur (3, 9, 10, 19). Bu plağın başarısında primer anahtar, vida deliğinin tasarımıydı. Plağın delikleri eğik transvers silindir şeklindedir (Şekil 6). Eğer vidanın başı deliğin transvers kısmına kilitlenirse azami aksiyal kompresyon elde edilebilir. Bu kısım yuvarlak delik gibi hareket eder, ek olarak vidalar aksiyel düzlemde 25 derece ve transvers düzlemde 7 derece açılabilir (Şekil 9). Merkez dışı olarak yerleştirilmiş vida bir plağı maksimum 1mm kompresyon ile yer değiştirebilir (Şekil 7) (3). Redüksiyonun ve plak fiksasyonunun gerçekleştirilmesine olanak vermek için, kırık alanını gerektiği gibi görünüm ve erişim sağlamak yani kemikte geniş cerrahi açılım gereklidir. Plağın kemik anatomisine uyacak şekilde yeniden şekillendirilmesi söz konusudur. Plağı kemiğin üzerinde sabitlemek için vidalar sıkıştırıldıktan sonra, plak kemiğin üzerine bastırılır. Asıl stabilite, plak ile kemik arasındaki sürtünme sonucunda elde edilir (13).



Şekil 6: DCP plak vida deliğinin görünümü ve vida sıkıldıkça kırık hattında kompresyon etkisi (3)

Vida deliğe göre dört pozisyonda yerleştirilebilir. Bu pozisyonlar aşırı yük pozisyonu, yük pozisyonu, nötr pozisyon ve destek pozisyonudur. Destek pozisyonunda vida başı deliğin kenarına bloke edilmiştir. Nötr ve yük konumunda drill kılavuzu kesin olarak konumlandırılmasına imkân verir. Aşırı yük pozisyonu ve destek pozisyonları normal kılavuzsuz olarak delinebilir. Vida dışmerkezli olarak 0,1 mm'ye yerleştirilir ve budan dolayı nötr pozisyonda dahi 0,1 mm kompresyon ortaya çıkar (3).



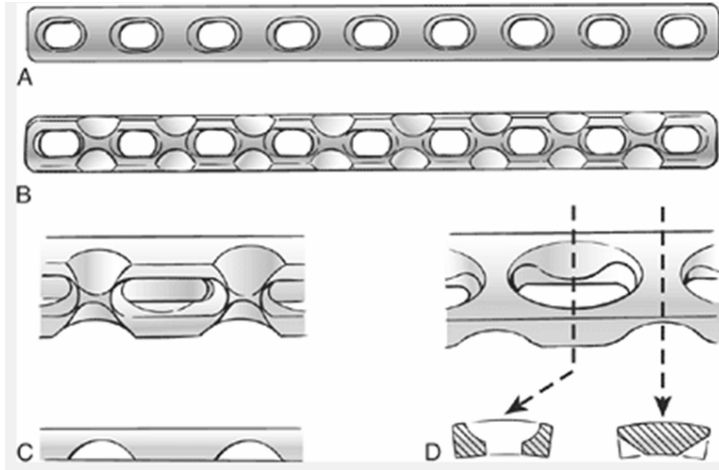
Şekil 7: DCP plak farklı pozisyonlarda vida yerleştirilmesi (3).

Plak ve kemik arasında sürtünme yoluyla fiksasyon sağlayan DCP'nin fiksasyonu sağlanması için, doğrudan kemiğe teması gerekmekte ve plak kemikteki dolaşımda soruna yol açabilmektedir(8, 9, 14). DCP'nin çıkarılmasının ardından stres

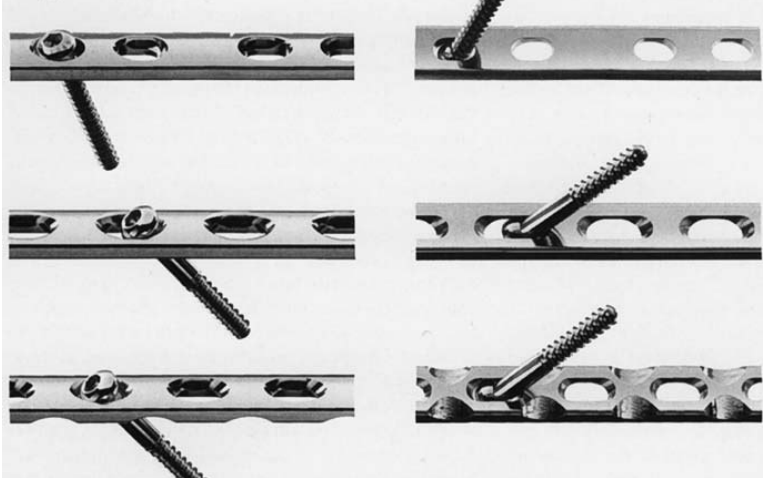
arttırıcı haline gelen mikroskopik olarak tespit edilebilir bir kırık boşluğunun devam etmesi, geç kaynama ve plağın altındaki kortikal kemik kaybı gibi dezavantajları vardır (1). Plak çıkarıldıktan sonra bu dezavantajların sonucu olarak tekrar kırık olguları görülmüştür. Görülen refraktür iki sebebe bağlanmıştır: İlk hipotez, refraktörü fiksasyonda yetersiz rijiditeye bağlanmıştır; geliştirilen ikinci hipotez, porozun ve refraktürlerin plak-kemik temasının kortikal perfüzyonu olumsuz etkilemesini izleyen kortikal nekrozdan dolayı ortaya çıktığı savunulmuştur (20).

4.1.2.8. Sınırlı temaslı - Dinamik kompresyon plağı (LC-DCP)

Kompresyon plak periostal dolaşımı üzerinde daha sonra önemli komplikasyonlarla sonuçlanabilecek zararlı bir etki potansiyeline sahip olduğuna yönünde yavinlar mevcuttur. Bu etkileri minimize etmek için LC-DCP icat edilmiştir (3, 5). Bu plak kemik temasını %50 oranında azaltan yontulmuş bir alt yüzeye sahiptir (Şekil 8). Yeni tasarlanmış kesit, daha eşit dağıtılmış bir sertlik oluşturur ve vida delikleri implant yetmezliği için stres artırıcı olarak hareket etmez (3).



Şekil 8: LC-DCP plak A: Plağın önden görünümü. B: Plağın kemikle temas eden yüzünün görüntüsü C: plak altındaki revaskülaryasyon kanallarının görüntüsü. D: Vida deliklerinin görüntüsü (3).



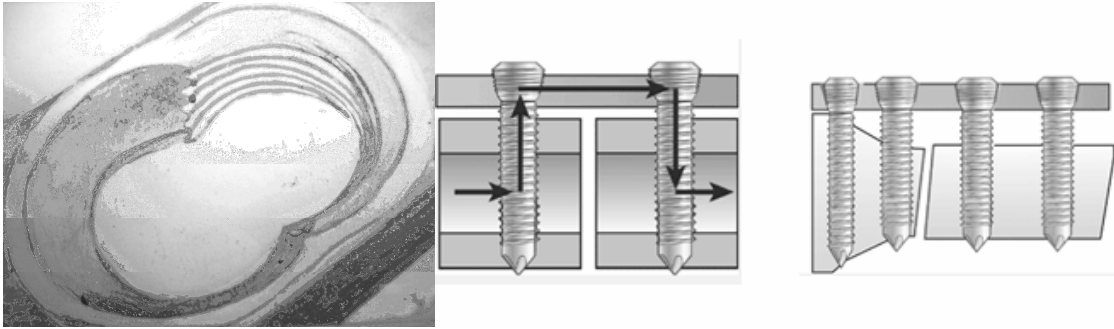
Şekl 9: DCP ve LC-DCP plaklarda vida deliklerinde vidaların açıldırılması (3).

4.1.2.9. Kilitli kompresyon plakları

Kemik ile plak arasında en ufak kontağa izin vermeyip yumuşak dokudan kemiğe kan dolaşımında olabildiğince az hasara sebep olması amacıyla, Perren ve Buchanan nokta kontak plağı (PCP/PC-Fix) geliştirdiler. PCP'nin içerden yapılan bir eksternal fiksatorler gibi işlevleri vardı. Burada anahtar nokta, vida başlarının tıpkı schanz çivilerinin eksternal fiksatorün gövdesine sabitlemesinde olduğu gibi plağa son derece sıkı sabitlenmesidir (3, 7, 8, 14). Bu özellik, plağın altındaki kemik ile hiç temas kurmamasını mümkün kılar. Bu sayede güç kemikten plağa değil kemikten vidaya, vidadan plağa aktarılır. PC-Fix kendiliğinden delen ve yerleşen tek korteks vidalarla kemiğe girer. Vidanın başı konik şeklindedir ve bir yivi vardır. Kemikteki vida deliği de aynı profile ve vida dişine sahiptir, bu sayede vida başı kendiliğinden vida deliğine merkezlenir, kendisini içeriye iter ve plak bütün haline gelir. PC-Fix birçok klinik deneyden geçmesine rağmen hiçbir zaman genel klinik kullanıma giremedi.

Kilitli sabitlemenin avantajları ilk olarak omurga operasyonlarında, daha sonra da açılabilir stabilite ile birlikte minimal invaziv operasyonların tüm avantajlarını belirgin bir şekilde kullanan LISS'deki (limited internal stabilization system) kırık ameliyatlarında fark edildi. Yakın zamanda açılabilir stabil fiksasyonun büyük avantajları sebebiyle plak fiksasyonu için kombi vida deliği geliştirilmiştir (Şekil 10). Kombi delik, DCP ve LC-DCP için geliştirilen vida deliğinin yerini almıştır. Kombi vida deliği 8'e benzer. Plağın ortasından sonuna kadar olan bölümü, vidaların kemiğe hem dışmerkezli aksiyel sıkıştırmayı yapabilecek şekilde hem de plağın sabitlenmesi için nötr bir biçimde girmesine izin verecek şekilde eski DCP deliğine benzer. Deliğın

sonu içine girdiği plağın ortasına yakındır. Yivin düzeyi ve deliğin şekli vidanın başını aynen yansıtır. Yivin düzeyi plağın kemiğe tutunması için kullanılan vida yivi ile aynıdır. Konik başlı dişli vida, dişli delikle birleşip yeterince sıkıştığında kilitlenir. Vidanın plağa sabitlenmesi açısız olarak stabil bir yapı oluşmasını sağlar. Plağın kemiğe sabitlenmesi plak ile altındaki kemik arasındaki sürtünmeye değil basit biçimde kemikteki vidaların tutma gücüne bağlıdır. Plağın kemikle temas kurma ihtiyacı ortadan kalkmıştır. Bunun en büyük avantajı periosteal kan dolaşımının korunmasıdır. LCP plaklarda vidalar plağa sabitlenmiş olduğundan herhangi bir bükme gücü uygulandığında tüm vidalar uyum içinde hareket ederlerken konvansiyonel plaklarda her vida ayrı ayrı hareket eder (3, 7, 8, 14). Tüm vidaların uyum içinde hareket etmesi kemiğin çok daha büyük bölümünü sabitlediğinden daha fazla tutma gücü sağlarlar. Tüm vida başlarının plağa sabitlendiği durumda, vidaları kemikten çıkarmak isteyen bir bükme gücü karşısında güç tüm vidalara eşit olarak yayılıp paylaşılarak azaltılır ve daha büyük bir tutma gücü oluşur (3, 7, 8, 14). Kilitli kompresyon plaklarının diğer bir avantajı da artık plağın altındaki kemiğin şekline tam olarak uyma zorunluluğunun ortadan kalkmasıdır. Bu sayede plak çok dikkatlice şekillendirilmese de olur (3, 7, 8, 14).

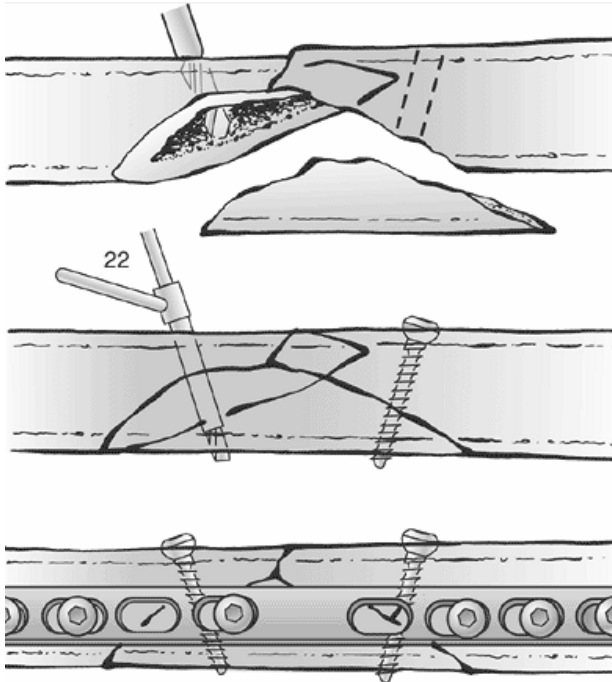


Şekil 10: Kilitli kompresyon plağının vida deliğinin görüntüsü. LCP plak yük aktarımının şematik görünümü. LCP plakların internal fiksator olarak işlev görmesinin şematik görünümü (3, 21).

4.1.3. Plakların Kullanım Alanları ve Uygulama Teknikleri

4.1.3.1. Nötralizasyon plağı

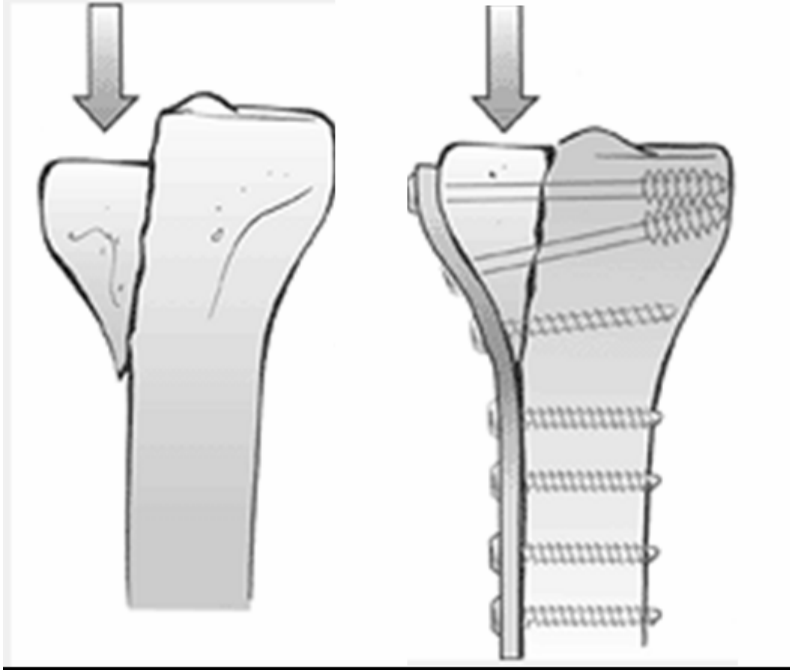
Doğru teknikle yerleştirilecek bir vidanın kullanımı kırık fragmanlar arasında önemli bir kompresyonla sonuçlanacaktır. Tek başına vida kullanarak yapılacak fiksasyon az sayıda kırık tipi için uygundur. Özellikle yüklerin yüksek olduğu durumlarda, eğme ve torsiyon kuvvetlerine direnç genellikle yeterli değildir. İlave plak kullanımı bu kuvvetleri nötralize edebilir (Şekil 11). Bu nötralizasyon plağı, parçalar arası kompresyon üzerinde herhangi bir etkiye sahip değildir. Fakat vida fiksasyonunun gevşemesini önler (3, 8). Genel olarak vida/vidalar plaktan önce yerleştirilmek zorundadır, ancak bazı durumlarda vida plak deliklerinden birinin içerisinden de yerleştirilebilir. Bu işlem bazen plak konumlandırmaya yardımcı olur ve yumuşak doku diseksiyonunu azaltır. Nötralizasyon plağının hassas biçimlendirilmesi gerekmektedir.



Şekil 11: Nötralizasyon plağının uygulama tekniği (3)

4.1.3.2. Destek plağı

Epifiz ve metafiz içindeki kırıklar kemiğin spongioz yapısı ve ince korteks sebebiyle vida fiksasyonu ile yeteri kadar stabil hale getirilemez. Makaslama ve kompresyon kuvvetleri ilave bir plak ile nötralize edilmelidir. Bu destek plağı metafizer parçayı destekler (Şekil 12) (3, 8). Karın tepeden aşığıya kaymasını önleyen bir çığ bariyeri gibi görev yapar. Asıl destek etkisi plağın yalnızca kenarındadır. Belirli şartlarda çift destek plağı kullanılabilir, fakat bu invaziv bir tekniktir. DCP delikleri olan plaklarda, plağın kaymasını önlemek için vidalar eğimin karşıısına yerleştirilmelidir. Önceden biçimlendirilmiş plaklar, bölgesel anatomiye uyduklarından sık sık destek plağı olarak kullanılırlar. Ne var ki, plağın hassas şekilde biçimlendirilmesi gerekmektedir. Bazı plaklar sabitleme öncesi kullanılan ilk vida için bir kayma deliğine sahiptir. Kayma deliği optimal destekleme etkisini elde etmek için plak pozisyonunda hafif düzeltmelere imkân verir.



Şekil 12: Tibia plato kırığında metafizer parçayı destekleyen destek plağı (3).

4.1.3.3. Kayma önleyici plak

Kayma önleyici plak bir tip özel destek plağıdır. Bu plak eğik kırıklarda parçaların kaymasını ve müteakip kısalmayı önlemek için kullanılır (3). Bu plak kısaltılmış 1/3 tübüler plak veya pul olabilir. Plak, vidasıyla birlikte eğik bir kırığın ucuna merkezi şekilde yerleştirilir. Bu teknikte drill, kırık fragmanların arasından yapılır. Kaymazlık etkisi ağırlık taşımada kırık içinde basınca sebep olur. Parçalar arası sıkıştırma için ilave bir vida kullanılabilir. Bu vida plağın içinden veya dışından yerleştirilebilir.

4.1.3.4. Kompresyon plağı

Vida fiksasyonu parçalar arası kompresyon elde etmek için kullanılan bir tekniktir (3). Daha önce de değinildiği gibi vida fiksasyonu genellikle fragmanlar arası kompresyona katkıda bulunmayan bir nötralizasyon plağı tarafından korunur. Kırıkta parçalar arası kompresyona sebep olan plaklara kompresyon plakları denir. Bu plaklar bir vida kombinasyonu ile veya kendi başlarına kullanılabilirler. Bir plağın kullanılması ile elde edilen kompresyon asla vida fiksasyonu kadar yüksek değildir (3, 7). Kompresyon, dış bir kompresyon aleti kullanılarak, plağı eğerek veya bir DCP ile ya da her üç metodun bir kombinasyonu ile sağlanabilir.

4.1.3.4.1. Önceden Eğim (Prebending)

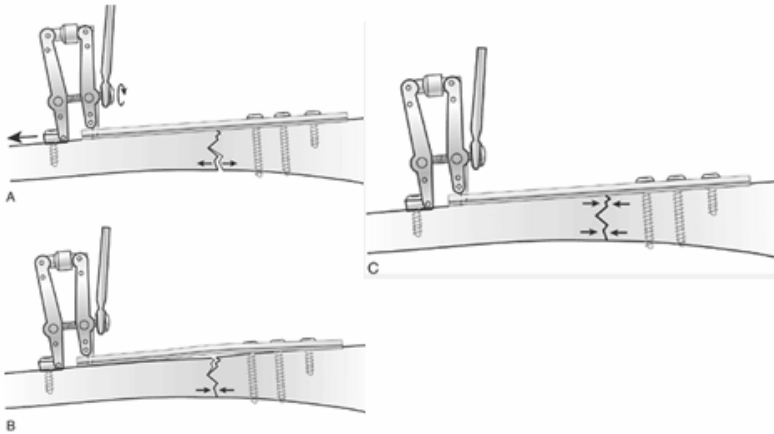
Hem kompresyon aleti hem de dinamik sıkıştırma delikleri kemiğin dış merkezli sıkıştırılmasına neden olur. Plağa yakın korteks kompresyon altındadır, öte yandan karşılarındaki korteks hafifçe diğer tarafa çekilmektedir. Bu çekilme uygulanan kompresyon kuvveti ile orantılıdır. Sonuçta ortaya çıkan boşluk kemik iyileşmesinde rahatsızlığa neden olur. İlave bir vida basıncın daha eşit dağılmasını sağlar ve stabiliteyi artırır. Eğer ilave bir vidanın yerleştirilmesi mümkün değil ise plağın önceden eğilmesi gerekmektedir. 3,5 mm DCP için, iki ila dört derecelik bir önceden eğim 600 Newton kompresyonla sonuçlanır (3).

4.1.3.4.2. Kompresyon aleti

Plağın ana fragmana fiksasyonundan sonra, kırık redükte edilir ve redüksiyon forsepsi ile konumunda tutulur, eklemli kompresyon aleti mümkün olduğunca açılır, kompresyon aletinin çengeli dış plak deliğine iliştilir. Genellikle kompresyon aletinin çengeline uyan bir çentiğe sahip olan plaklarda vardır. Kompresyon aletinin öteki bacağı kırığın diğer ana fragmanına yerleştirilir. Genellikle tek korteks vida fiksasyonu yeterlidir. Osteoporotik kemikte ise iki korteks vida fiksasyonu önerilir. Kompresyon aletini sıkılmasıyla, parçalar arası boşluk adım adım kapatılır (3, 7, 8). Eğimli kırıklarda ise kompresyon aletinin konumu kırık morfolojisine bağlıdır. Plak ve kompresyon aleti öyle konumlandırılmalıdır ki kırığın ucu plağın altında kilitlenmelidir.

4.1.3.4.3. Dinamik Sıkıştırma Deliği

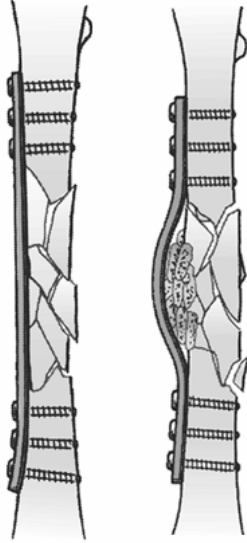
Yukarıda açıklandığı gibi DCP veya LC-DCP gibi plaklar dış merkezli vida yerleştirilmesi ile aksiyel bir kuvvet yaratır. Eğer bu aksiyel kuvvet kırığa doğru yönlendirilirse, plak kompresyon aleti ile elde edilenden daha az parçalar arası kompresyona sebep olacaktır (Şekil 7).



Şekil 13: Kompresyon aletinin transvers bir kırık modelinde kullanımı (3).

4.1.3.5. Köprüleme plağı

Köprü plak AO/ASIF tarafından orijinal olarak anatomik restorasyonun mümkün olmadığı çok parçalı kırıklar için önerildi (3, 7, 8). Bu osteosentez metodunda kallus ile kırık iyileşmesi görüldüğünden sağlam bir fiksasyon üretilmez. Köprü plağının modifikasyonu plağın köprüleme alanında bir dalga plağı üretmek için eğilmesinide kapsar. Cerrahlara dalganın altında kemik greflemesi imkânı tanınması sebebiyle özel bir şekle sahip olan bu plak, ilk olarak kaynamamaların tedavisi için kullanılmıştır. Dalga şekli, cerrahın kaynamama bölgesini dokunulmamış olarak bırakmasını da sağladı. Kallus oluşumunu yükseltmek için plaklı osteosentez, IM çivileme ile ortaya çıktığı gibi küçük hareketlere izin vermelidir (3, 7). Ne var ki, yapının sertliği küçük harekete izin verdiği sürece çok küçük boşluklar bile köprü plak ile tedavi edilebilir. Bu, minimal invaziv plak osteosentezinin prekürsörü olarak düşünülebilecek elastik osteosentez ile sonuçlanır.



Şeki 14: köprüleme plağı ve dalga plak (3)

4.1.3.6. Minimal invaziv plak ostosentez

AO kırıklarının cerrahi tedavi okulunun ilk günlerinde, şekil ve fonksiyonun ayrılmaz bir şekilde bağlanmış olduğu düşünülürdü. Bu nedenle AO'nun hükmü anatomik redüksiyonun fonksiyonun geri kazanılması için bir ön şart olduğu şeklindeydi. Ayrıca mutlak stabilitenin, fonksiyonun geri kazanımında gerekli olduğu

düşünülen erken hareketin gerçekleşmesi için ekstremitelerin yeterince ağrısız duruma gelmesini sağlayacağını düşünmüşlerdi. Bu nedenle kırıkların tedavisinde bütün çabalar mutlak stabilitenin başarılmasına yönlendiriliyordu. Anatomik redüksiyon ve mutlak stabil fiksasyon radyolojik olarak görünür kallus oluşmadan kemiğin kaynamasını sağlar. Bu tip kaynamaya “primer kemik iyileşmesi” denilirdi ve primer kemik iyileşmesi internal fiksasyon uygulanan tedavilerin amacı olurdu. Kallus instabilitenin bir göstergesi, kötü, tehlike sinyali ve olası bozulmaya bir işaret olarak görülürdü. Ayrıca anatomik redüksiyon kemikte doğal yapısal stabilitenin yeniden sağlanması için önemli olduğu düşünülürdü. Çok parçalı kırıklarla uğraşırken bütün çabalar birçok parçayı bir kemik bütünü haline getirmek içindi. Mekanik stabiliteyi sağlamak fevkalade önemliydi. Yumuşak dokunun travmatik bir şekilde ele alınmasının enfeksiyonu önlemek için önemli olduğu düşünülüyordu ama kemik iyileşmesini garantiye alacak önemli bir faktör olarak düşünülüyordu. Kemiğin kanlanması stabiliteye oranla daha az öneme sahip bir faktör olarak geri planda tutuluyordu. Kanlanmanın yokluğu veya engellenmesi iyileşmeyi geciktiren ve fiksasyonun mekanik bozulması nedeniyle başarısızlık riskini oluşturan bir etken olarak biliniyordu. Bu nedenle bütün çok parçalı kırıklara, daha sonra mekanik sabitleştirmeyi koruyacak olan kemik köprü oluşumunu hızlandırmak için kemik aşısı yapma kanısı vardı. Kemiğin birleştiğinde zamanla yeniden damarlanacağı ve yeniden biçimleneceği düşünülüyordu. Plaklamaya bağlı olarak osteoporoz görülmüştü fakat ilk başlarda fiziksel gerilmelere karşı kemiğin savunma mekanizması olarak düşünülüyordu ve “gerilme önlemi (stres protection)” olarak adlandırılmıştı (3, 7). İntramedüller çivileme femur ve tibia'nın orta diyafizindeki basit kırıklar için iyi bir tedavi yöntemi olarak biliniyordu. Fiksasyonun nispeten sağlam bir çeşidi, bir çeşit atelleme olarak biliniyordu. Kallus, mutlak stabilite olmadığına kemik parçaların kaynamasını sağlayan bir yapı olarak bilinirdi. Ayrıca daha güçlü ve kırıkların cerrahi müdahale olmadan tedavisinde meydana gelen kaynamayı taklit eden bir iyileşme tipi olduğu düşünülüyordu. Ancak, intramedüller çivileme doğal mekanik sınırlamalar nedeniyle kırık fiksasyon tipi olarak sınırlı bir role sahipti.

Kilitli intramedüller çivileme, biyolojik yaklaşım veya biyolojik internal fiksasyon olarak adlandırılan kırık tedavisindeki mekanik yaklaşımın değişmesine yol açmıştır. Kilitli intramedüller çivileme kapalı bir tekniktir. Redüksiyon doğrudan değildir ve parçalanma bölgesinin kanlanmasını tehlikeye atmaz. Kilitli intramedüller çivileme

ayrıca diyafizyel ve eklem yüzünü ilgilendiren kırıkların biyomekanik farklılıkların tespit edilmesine yardım eder. Diyafizyel kırık normal fonksiyon için sadece uzunluk, rotasyon ve aksiyal hizalanmanın yeniden düzenlenmesini gerektirir. Sonuç olarak kilitli intramedüller çivileme göstermiştir ki aradaki parçaların yer değiştirmesi önemli bir faktör değildir ve bu parçaların yaşayabilmelerine engel olunmadığı sürece oluşacak kallusa hızlı bir şekilde dâhil olurlar. Tam tersine eklemi ilgilendiren kırıklar anatomik redüksiyon ve mutlak sağlam fiksasyon gerektirir. Kilitli intramedüller çivileme sadece göreceli olarak sağlamdır. Bir çeşit ateldir, fiksasyonun elastik bir çeşididir. Atelleme sonucundaki kontrollü hareket hızlandırılmış kallus oluşumu ile sonuçlanır. Ayrıca şu bilinmelidir ki sadece yaşayan bir kemik kallus oluşturma yeteneğine sahiptir ve bu yüzden kemik parçaların kanlanımı korunmalıdır (3, 7, 13, 22, 23).

Kapalı kilitli intramedüller çivilemenin etkilerini plaklarla oluşturma arzusu köprüleme plağı ile birleşen dolaylı redüksiyon tekniklerinin gelişmesini sağlamıştır. Köprüleme plağında, plak kemiğin yaralanma ve parçalanma bölgesini kapsar. Araya giren parçaları redükte etmek için çaba gösterilmez. Uzunluk, rotasyon ve aksiyal hiza sağlandığı zaman plak ana parçalara sabitlenir (3, 7, 13, 22, 23). Plak atel görevi görür ve kallus oluşumunu tetikleyen göreceli fiksasyonu sağlar.

Bu teknikte kırıktan uzak alınan bir noktadan, plağın, yumuşak doku örtüsü altından, kasın altından ve kırık bölgesi boyunca kaymasına izin veren küçük bir kesi yapılır. Dolaylı redüksiyon yapıldığında, plak kemiğin diğer ana parçasına sabitlenir. Kırığın redüksiyonu dolaylı yollarla yapılır ve plaklar daha sonra alttaki kemiğe “kilitli vidalar” vasıtasıyla sabitlenir ki bu vidalar plağın alttaki kemiğe teması olmadan fiksasyonunu mümkün kılar. Kilitli plaklar veya internal fiksatörler minimal cerrahi açılım ile yumuşak doku örtüsünün altından kayacak şekilde tasarlanmıştır.

Böylece MIPO kilitli intramedüller çivilemenin minimal cerrahi açılım, kapalı cerrahi teknik, dolaylı redüksiyon, kırığın atellenmesi gibi bütün avantajlarını taklit edebilir. Kilitli kompresyon plakları MIPO'yu geliştirmek ve kırık tedavisi esnasında bütün avantajlarını kullanmak için tasarlanmış yeni gelişen kemik stabilizasyon sistemlerine örneklerdir.

4.2. Kırık Tedavisinde Kullanılan Metallerin Özellikleri

Kırığın bölgesine göre kemik kırıklarının iyileşmesi birkaç hafta yada birkaç ay için de tamamlanmaktadır. Kırıkların hızlı iyileşmesi için gerekli koşullar; kırığın iyi redükte edilmesi, kırık hattına gelen aşırı mekanik yüklerin elimine edilmesi, kırık uçlarının kanlanması ve enfeksiyonun olmamasıdır (2, 3, 24, 25). Kırık redüksiyonun sağlanması, stabilizasyonu ve kırık hattına gelen streslerin azaltılması amacı ile çeşitli tespit materyalleri kullanılmaktadır. Bu tespit materyalleri kemik içine veya üzerine yerleştirmek amacıyla yapılmış medikal gereçler olup implant olarak adlandırılırlar. En çok kullanılan implantlar: Teller, çiviler, stapleler, vidalar, vida- plak kombinasyonları ve intramedüller çivilerdir (2, 3, 24, 25).

İmplant olarak kullanılan materyalleri organizma içinde son derece zorlu koşullar beklemektedir. Bu materyallerin biyomekanik zorlanmalara dayanması gerektiği gibi, yabancı materyallere karşı son derece acımasız olan çevre koşullarına da dayanabilmesi gerekir. Ayrıca implantlar organizmada yakın komşulukta olduğu yapılara ve diğer sistemlere zarar vermemeli, yani biyouyumlu olmalıdır. Biyolojik uyumluluk ile belirtilmek istenen, konağın implantı tolere edebilirliğidir. İmplantların yapımında vücut içinde kullanıma uygun materyaller kullanılır, bunlara biyomateryaller denilir.

Biyomateryaller canlı doku içinde dekompoze olan biyoaktif biyomateryaller ve canlı doku ile uyumlu, vücut içinde uzun süre özelliklerini koruyan biyostabil biyomateryaller olarak iki ana grupta incelenir (2, 24, 25). Canlı doku içindeki davranışlarına göre sınıflandırdıklarında biyomateryaller fiziksel ve kimyasal özelliklerine göre; metaller, seramikler, polimerler ve kompozitler olarak sınıflandırılırlar. Bu bölümde biyostabil biyomateryallerden metallerin genel özellikleri anlatılacaktır.

Metaller, kas-iskelet sisteminin biyomekanik koşullarına en iyi uyum gösteren ve en fazla kullanılan biyomateryallerdir. Saf elementel metaller, üretim ve kullanım aşamalarına elverişli olmadıkları için tercih edilmez. Bu yüzden çoğunlukla iki yada daha fazla metalik element içeren alaşımlar kullanılır. Kırık fiksasyonunda kullanılan metal implantlar tespit aracı olarak birçok yönden ihtiyaca cevap verecek niteliktedir (2, 24). Mekanik yönden sağlamlıkları, nispeten ucuz olmaları ve kolay uygulanabilmeleri bazı avantajlarıdır. Ancak metallerin kırık fiksasyonunda kullanımı

beraberinde bazı sorunları da ortaya çıkarır. Biyomekanik olarak metal implantlar kemikten daha rijittirler. Kortikal kemiğin elastik modülüsü E: 5-20 Gpa ($5-20 \times 1000 \text{N/mm}^2$) iken paslanmaz çeliğin elastik modülüsü E: 100-200 Gpa'dır ($100-200 \times 1000 \text{N/mm}^2$). Bunun sonucunda kırıkların hızlı iyileşmesini sağlayan mikro hareketlere uyum sağlayamaz ve primer kallusun hızlı proliferasyonu engellenir. İyileşme yavaşlar, kemiğe gelen fizyolojik stresler maskelenir ve kemikte poroz gelişir.

4.2.1. Demir içeren alaşımlar

İmplant olarak mikro yapılarına göre sınıflandırıldığında demir içeren alaşımların ya da paslanmaz çeliğin dört ana gruptan oluşur. Ortopedik implantlarda 316 ve 316L olarak bilinen paslanmaz çelik kullanılır. 316 paslanmaz çelikten farklı olarak, 316L paslanmaz çelik yüzeyinde çok az karbon içerir. Karbon içeriğinin azaltılması korozyon dayanıklılığını artırır. 316 ve 316L paslanmaz çeliğin içerdiği çeşitli elementlerden biri olan molibden pasif tabakayı sertleştirerek korozyon direncini artırır. Demir bazlı alaşımların geniş yelpazedeki mekanik özellikleri implant uygulamada, bu alaşımlara uygunluk kazandırır (Tablo 1). İçerik ve işleme modifikasyonlarına rağmen paslanmaz çelik vucutta korozyona elverişlidir. Bu nedenle plak, vida ve intramedüller çiviler gibi geçici fiksasyon implantları olarak uygun materyallerdir (2, 24, 25). Paslanmaz çeliğin korozyona uğramasının en önemli nedeni uygunsuz metal kombinasyonlarıdır. Uygunsuz kombinasyon galvanik korozyon gelişme şansını artırır. Alaşıma molibden katılması korozyon direncini artırır, ancak fazla molibden alaşımın kırılganlığını artırır. Plak ve vidalar aynı imalatçı tarafından imal edilse bile imalat serileri arasındaki kompozisyon farklılıkları korozyona sebep olabilir. Vida plak temas noktalarında gelişen pH ve oksijen konsantrasyonu değişiklikleri, çatlak korozyonuna neden olabilir. Bütün bunlar komponentlerin yapımı sırasındaki minimal imalat farklarından kaynaklanabilir. Genç hastalarda kırık fiksasyonunda kullanılan plak ve vidaların vucutta bırakılması yıllar içinde korozyon riskini artırır.

4.2.2. Kobalt içeren alaşımlar

Kobalt içeren alaşımlardan yapılan yük taşımaya uygun implant materyallerinin mekanik özellikleri tablo 1’de özetlenmiştir. Bu alaşımın içerdiği molibden ince tanecik geliştirilmesi için katılaştırılmıştır. Alaşıma yüksek dayanıklılık gücü kazandırır. Kobalt bazlı alaşımlar yüksek yorgunluk direncine ve yüksek gerginlik kuvveti seviyelerine sahiptir (2, 24). Bu özellik bu alaşımlara uzun hizmet süresi ve kırılma direnci kazandırır. Bu alaşımların aşırı aşınma dayanıklılıkları, bunların eklem replasmanı uygulamalarında kullanılmalarına ve ağırlık taşıma için kullanılmalarına uygunluk sağlar. Kobalt bazlı alaşımların tüm avantajlarına rağmen, yüzey gözenekleri nedeniyle stres yoğunlaşması sonucu erken metal kırıkları görülebilmektedir. Sıcak isostatik presleme işlemi (eş zamanlı sıcak ve basınç uygulayarak toz halindeki elementleri katı, solit şekle sokma işlemi) döküm metallerde yüzey gözeneklerini önemli ölçüde azaltmak için uygulanmaktadır. Kobalt içeren alaşımlarda yöntem uygun yapıldığında sıcak isostatik presleme, yorgunluk dayanıklılığını statik kuvvet özelliklerini ve aşınma dayanıklılığını artırır.

4.2.3. Titanyum içeren alaşımlar

Ticari saf titanyum ve titanyum içeren alaşımlar düşük dansiteli ($4,5 \text{ g/mm}^3$) metallerdir. Kimyasal özellikleri implant uygulamaları için uygundur. Yüzeye yapışık oksit tabakası bu metali korozyona karşı dayanıklı hale getirir (2, 24). Kimyasal olarak da komşu yumuşak dokulara reaksiyonsuzluk özelliği verir. Titanyum ve titanyum bazlı alaşımların mekanik özellikleri tablo 1’de özetlenmiştir. Titanyum bazlı alaşımların elastik modülüsleri yaklaşık 110 GPa ’dır. Bu değer demir bazlı ve kobalt bazlı alaşımların yaklaşık yarısı olup kemikten 5 kat fazladır. Diğer metallere göre titanyum ve titanyum bazlı alaşımların düşük dansiteleri nedeniyle üstün özel dayanıklılığa (dansiteye bağlı mukavemet) sahiptir. Makaslama kuvvetlerine karşı zayıf olan saf titanyumun aşınma direnci düşüktür (2, 24). Eklemlerde kullanımları uygun değildir. Mekanik zorlanma gibi nedenlerle oluşan yüzey çatlağı ve çizilmeler dayanıklılığı aşırı azaltır ve kırılma olasılığını artırır.

Eklem yüzeylerinde kullanımı için, titanyum bazlı alaşımlara yeni imalat teknikleri geliştirilmeye çalışılmıştır. Bu metalin yüzey sertleştirme ve aşınma

dayanıklılığı artırmak için nitrojen iyon yedirmesi teknikleri geliştirilmiştir. Nitrojen iyon yedirme tekniğinde, hızlandırılmış nitrojen iyonları metal yüzeye gömülme üzere bombardımanlanır. Gömülen iyonları kristal metal yapıda bükülmeye neden olarak yüzey mikrosertliğini artırır.

Tablo 1: Amerikan Test ve Materyaller Derneği tarafından standardize edildiği şekilde metal implant materyalleri için minimum mekanik koşullar.

Materyal tipi	ASTM nosu	Ultimate Elastik Modulus (GPa)	%0.2 offet gerilme	Yield Strenght (Mpa)	Uzama %	Alan Küçülmesi %
Demir - bazlı alaşımlar						
Sertleştirilmiş paslanmaz çelik 316	F55-82	200	515	205	40	-
Sertleştirilmiş paslanmaz çelik	F55-82	200	480	170	40	-
Soğuk çalışılmış paslanmaz çelik	F55-82	200	860	690	12	-
Kobalt-bazlı alaşımlar						
Dökme Co-Cr-Mo alaşım	F75-87	250	655	450	8	8
Dövme Co-Ni-Cr-Mo alaşım	F562-84	240	793-1000	241-448	50	65
Titanyum bazlı alaşımlar						
Saf titanyum	F67-89	105	240-550	170-483	15-24	25-30
Dökme	F1108-88	110	860	858	8	14
Dövme	F136-84	110	860-896	795-827	10	25

4.3. Kırık İyileşmesinde Mekanik Etkilerin Rolü

Kemiğin temel işlevi yük taşımak, organları desteklemek ve lokomasyona imkân vermektir. Bu yüzden, kemiğin temel özellikleri dayanımı ve rijiditesidir. Tekli veya tekrarlı mekanik aşırı yükleme kırığa yol açar ve yeni bir durum ortaya çıkar. Kırıktan önce rijit bir şekilde yerinde duran kemik elemanları artık serbestçe hareket edebilir. Göreceli hareket söz konusudur ve kemiğin temel işlevi olan kuvvet aktarımını ortadan kaldırmıştır. Tedavisiz kırık iyileşmesi kemiğin serbestçe hareket eden parçalarından başlar ve kırık alanında biyolojik olarak rijit bir fiksasyonun sağlanmasıyla sona erer. Daha sonra kemik, büyük deformasyon olmaksızın kuvvetleri aktarma işlevine geri dönebilmelidir.

Danis kompresyon fiksasyonunun ardından, kırığın radyolojik olarak görünmeyen kallus ile iyileştiğini gözlemlemiş, bu olgu ise stabilite ile iyileşme türü arasında yakın bir bağlantı bulunduğuna işaret etmiştir (2, 3, 7, 19, 21). Buna karşın, Ilizarov'un betimlediği gibi, esnek fiksasyon yardımıyla elde edilen kemik rejenerasyonu oldukça sıra dışıdır (26).

Dolaylı iyileşme, birbirini izleyen doku diferansiyasyonu, kırık yüzeylerinde rezorpsiyon ve kırık fragmanlarının kallus yardımıyla birleşmesi adımlarından oluşur. Son olarak, kırık uzun vadeli internal remodeling geçirir (6). Ameliyatsız, eksternal veya internal fiksatörlü, stabilizasyonlu ve esnek internal fiksasyonlu iyileşmenin özelliği budur. Doğrudan iyileşme stabil fiksasyon ve kompresyonun ardından gelişir. Kemik görünür kallus olmaksızın (primer iyileşme) iyileşir. Bu süreç, kemik yüzeyinin diferansiyasyonu ve rezorpsiyonundan oluşan ara adımı atlar ve her zaman daha hızlı olmasa da, doğrudan Haversian sistemi son internal remodelling aşamasına geçer. Radyografi, yakından adapte edilen ve kompresyona maruz bırakılan bir kırık boşluğunun içerisinde neler olup bittiğini göstermediğinden, iyileşmenin izlenmesi dolaylı olarak klinik ve radyolojik semptomlara dayandırılır. Stabil internal fiksasyonun ardından ara yüzlerde kallus ve kemik rezorpsiyonunun belirmesinin, elde edilen stabilitenin öngörülen stabiliteyi karşılamadığını gösterdiği düşünülmüştür. Tam fiksasyon stabilitesi ile Haversian osteonları kırığın temas düzlemini şekil veya yönde herhangi bir değişiklik sergilemeksizin geçer.

Konservatif tedavinin ardından, kemiğin kırık yüzeyinin rezorpsiyonu yararlı etkiler yaratır. Bu durum esnek fiksasyon için de geçerlidir. Belirli düzeyde instabilite

koşulunda rezorpsiyon; hareketli yüzeyler arasındaki uzaklığı arttırarak onarım dokularının deformasyonunu veya gerilimini azaltır (14, 21). Gerilim teorisinin geçerli olan temel hipotezi, bir dokunun hücre gibi belirli bir doku elemanının yırtılma uzunluğunu aşan gerilme koşulları altında üretilmediğini belirtir (14, 21). Minimal düzeyde gerilim, mekanik kallus indüksiyonunun önkoşullarından biridir, çünkü stabil bir şekilde sabitlenen geniş defektler kemik oluşumu sergilemez.

Gerilim teorisi, bir kırığın iyileşmesinde rol alan mekanizmayı (primer, sekonder kaynama ya da kaynamama) ele alır. Gerilim kırık boşluğu deplasmanı ile boşluk uzunluğunun oranı olarak ifade edilir. Gerilim teorisine göre, izin verilen hareketlilik düzeyi yalnızca fragmanların deplasmanından çok, kırık boşluğunun ve deplasmanın genişlikleri arasındaki ilişkiye dayanmaktadır. Gerilim miktarı (yani rölatif deformasyon) en iyi koşullarda kallus indüksiyonu için gerekli olan minimum düzey ile kemik köprüleme sürecine olanak tanıyan maksimum düzey aralığındadır. Gerilim düşükse, %2'den daha azsa, primer iyileşme gerçekleşir (14, 21). Orta düzeyde (%2 ila %10) gerilim sergileyen olgularda, sekonder iyileşme gerçekleşir ve dolayısıyla kallus oluşur. Son olarak, gerilimin %10'u geçtiği olgularda, kemik rezorpsiyonu ve kaynamama gözlemlenir (14, 21).

5. GEREÇ VE YÖNTEMLER

5.1. Araştırmanın Tipi, Yapıldığı Yer, Tarih

Bu çalışma, biyomekanik deneysel bir çalışmadır ve Ağustos 2007 ile Ekim 2007 tarihleri arasında Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı ile Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyomekanik Anabilim Dalı Biyomekanik araştırma laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

5.2. Örneklerin Hazırlığı ve Gruplar

5.2.1. Gruplar

Bu çalışmada kullanılan karşılaştırma grupları, yapısal olarak iki farklı plak ve bu plakların 4 ve 6 delikli şekillerinden oluşmaktadır.

Tablo 2: Gruplardaki denek sayıları

Gruplar	Plaklar	denek sayıları		
		aksiyel kompresyon testi	üç nokta bükme (bending) testi	burma (torsiyon) testi
grup 1	dört delikli nötral	6	6	6
grup 2	dört delikli MMP	6	6	6
grup 3	altı delikli nötral	6	6	6
grup 4	altı delikli MMP	6	6	6
toplam		24	24	24

Bu 4 gruptaki plaklar farklı tavuk kemiklerine osteotomi sonrası fiske edildi. Her yüklenme testi için farklı bir kemik kullanıldı. Test gruplarında altışar adet denek bulunmaktadır. Yani 4 farklı plak 96 adet tavuk kemiğine fiske edildikten sonra 24 adet kemiğe aksiyel yüklenme testi, 24 adet kemiğe üç nokta bükme (bending) testi, 24 adet kemiğe burma (torsiyon) testi uygulandı.

5.2.2. Kullanılan Plakların Tasarım ve Materyal Özellikleri

5.2.2.1. Plakların Özellikleri

Bu çalışmada kullanılan plakların tasarımı Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyomekanik Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda yapılmıştır. Plaklarda malzeme olarak korozyon direnci ve mukavemeti yüksek, temini ve işlenmesi kolay olduğu için 316L paslanmaz çelik (ASTM No:F55-82) seçilmiş ve yaptırılmıştır (Med- Tıp Tıbbi Ürünler Sanayi ve Dış Ticaret LTD. STİ.).

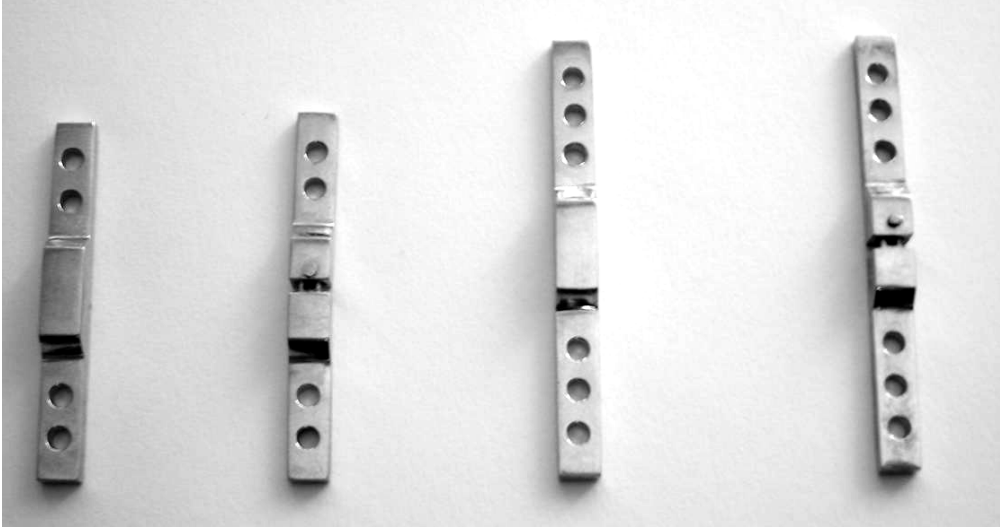
Plaklar temel olarak iki parça halinde birbiri içine geçebilen modüler bir yapıya sahiptir. Kemik, plak ve vida kombinasyonundan oluşan sistemin hareketliliği ise modüler parçaların arasına yerleştirilen bir yay vasıtasıyla sağlandı. Modüler parçaların disloke olması bir pim vasıtasıyla engellenmiştir.

Mikro harekete izin verebilen plak olarak isimlendirilen ve yeni tasarım olan plağın boyutları, genel kullanımda olan plakların ölçüleri baz alınarak belirlendi. Plağın orta kısmı, tasarımından kaynaklanabilecek mukavemet kayıplarını nötralize etmek amacıyla $\frac{1}{2}$ oranında kalınlaştırıldı. Çalışmamızda kullanılan bu yeni plağın sonlu eleman analiz çalışması yapılmıştır (27). Aynı koşullardaki mekanik etkiler karşısında oluşabilecek farklılıkları ortaya koyabilmek için aynı materyal ve boyut özelliklerini taşıyan tek parça halinde nötral plak adı verilen plaklar tasarlandı.

Tüm plaklar, ölçüsel olarak, tavuk kemiğine uygun boyuta indirgemek amacıyla belirli oranda küçültüldü. Aynı boyutta CMMP/KMHP (Controlled Micro Motion Plate/Kontrollü Mikro Hareket Plağı) ve karşılaştırma grubu olan nötral plaklar elde edildi.

5.2.2.2. Sisteme Hareketlilik Veren Yayın Özellikleri.

Yapılan ön çalışmada sağlam tavuk kemikleri basma aleti ile test edildi ve femur için kırılma değeri ortalama: 249 N, maksimal deplasman 0.33 mm. akma mukavemeti 364 N olarak elde edildi. Kullanılan yay, Hooke Kanunu'ndan yararlanılarak, tavuk deneyi için gerekli çap, tel çapı, sarım sayısı ve adımı hesaplanarak üretildi (28). Kompresyon testi ile veriler doğrulandı. Sağlam tavuk kemiklerinin kompresyon altındaki elastisiteleri test edilmiş ve kullanılan plaklardaki yay bu değerlere göre ayarlanmıştır.



Şekil 15: Çalışmada kullanılan plakların görüntüleri.

5.2.3. Kullanılan Kemiklerin Özellikleri

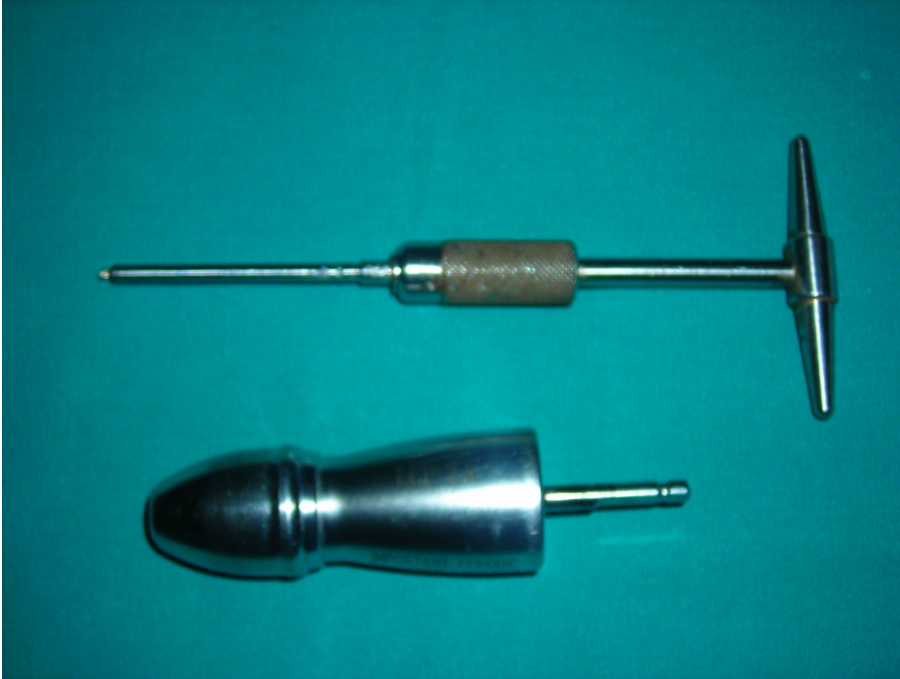
Çalışmada taze tavuk femurları kullanıldı. Bütün femurlar yumuşak dokularından sıyrıldıktan sonra herhangi bir kimyasalla karşılaştırılmadan, sağ sol farkı gözetmeksizin taze olarak kullanıldı. Kemikler kullanım aşamasına kadar +4 C° de (maksimum 12 saat) saklandı.

5.2.4. Kırık Modeli ve Tespit Yöntemi

Bütün kemikler diyafiz ortasından transvers olarak, 2 mm kırık boşluğu kalacak şekilde kesici motor ile osteotomize edildi. Plaklar standart 14x2 mm kendisi yiv açan (self taping) AO kortikal vidaları kullanılarak kemiklere tespit edildi. Vidalar 1,5 mm çapında drill ile vida delikleri açıldıktan sonra kemiğe yiv açmadan, eşit tork (1,5 NM) gücünde sıkılarak yerleştirildi.



Şekil 16: Osteotomi sonrası plakların kemiklere fiske edilmiş görüntüleri.



Şekil 17: Vidaları eşit güçte sıkmak için kullanılan torklu tornavida.

Aksiyel kompresyon testi yapılacak olan kemilerin hepsi, plaklar fikse edildikten sonra ölçüm platformuna dik yerleştirmek için eşit uzunlukta (60 mm) ve diyafize tam dik olarak kesildi.



Şekil 18: Aksiyel yüklenme testi için hazırlanmış denekler

Burma (torsiyon) testi yapılacak olan kemiklerin distal ucuna traskondiler olarak, lateraldeki plağa tam dik olacak şekilde 4 mm bir adet schanz çivisi yerleştirildi.



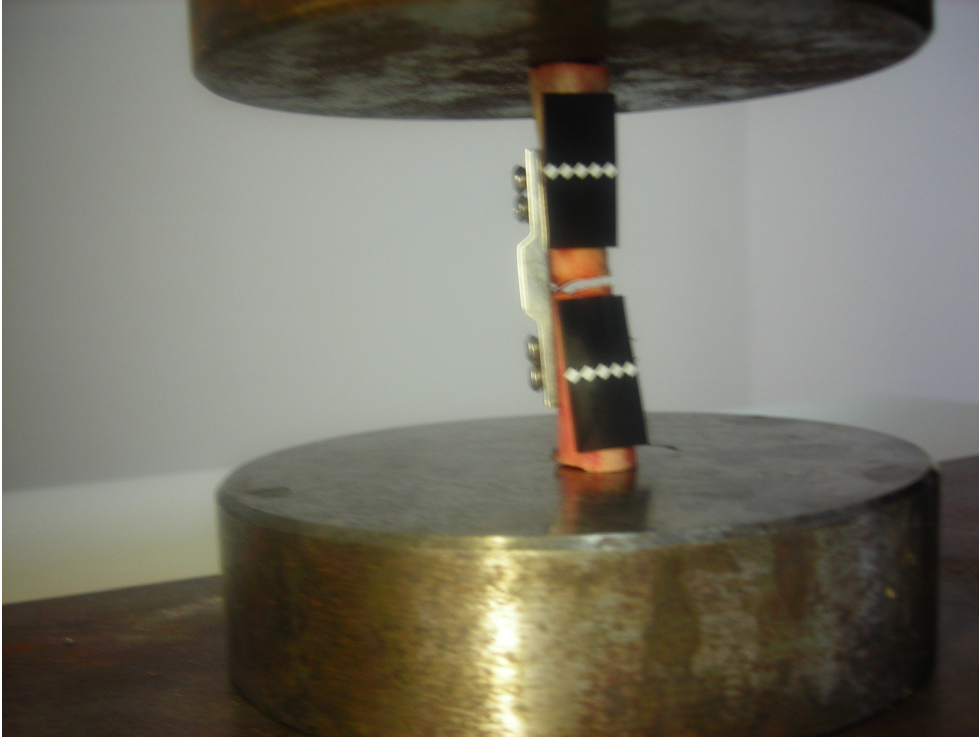
Şekil 19: Burma testi için hazırlanan bir denek

5.3. Yükleme Testleri ve Ölçüm

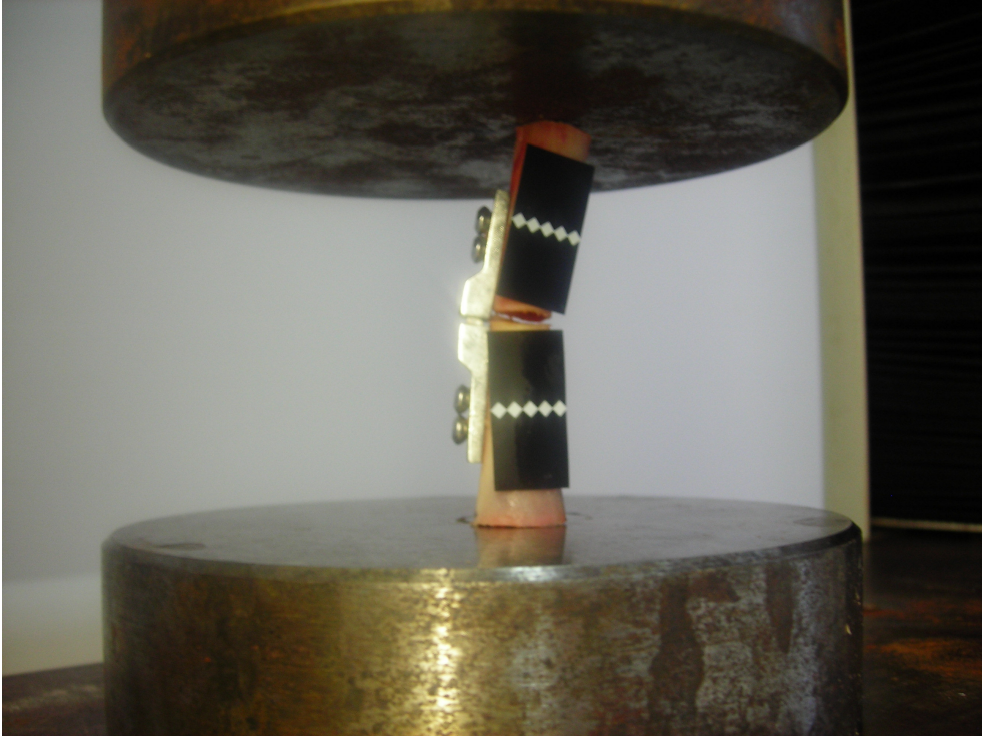
Deneylerde basma aleti olarak SHİMADZU Autograph AG-5kNG universal test cihazı (Shimadzu corp., Tokyo.Japan) kullanıldı. Ölçme aleti olarak Video Ekstensiyometre kullanıldı.

5.3.1. Aksiyel Yükleme Testleri

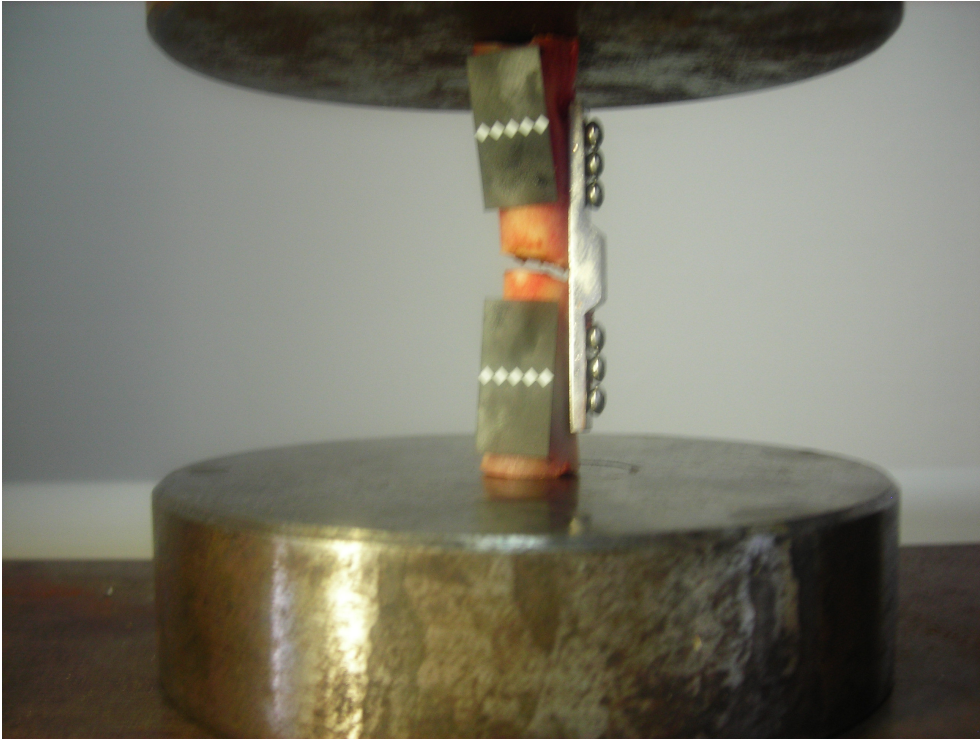
Deneyler yapılırken örneklere yük verilmeden önce basma aleti ve video ekstensiyometre her deney için kalibre edildi. Örnek platforma yerleştirildikten sonra basma aleti ile 200 Newton'a kadar, basma hızı 1 mm/dak olacak şekilde sürekli artan şekilde kompresyon uygulandı. Video ekstensiyometre ile eş zamanlı olarak bütün veriler kaydedildi. Örneklerde oluşabilecek ani deformasyon ve çökmeler eş zamanlı olarak oluşan grafikler üzerinden kontrol edildi. Ölçümler sonunda yük (N) yer değiştirme (mm) eğrileri elde edildi. Ancak deneklerden bazıları 200 newton güce ulaşmadan sistem bozuldu. Bu yüzden karşılaştırma yapmak için 50, 100, 150 ve 200 newton yüklenmelerdeki yer değiştirme miktarları ayrı ayrı kaydedildi.



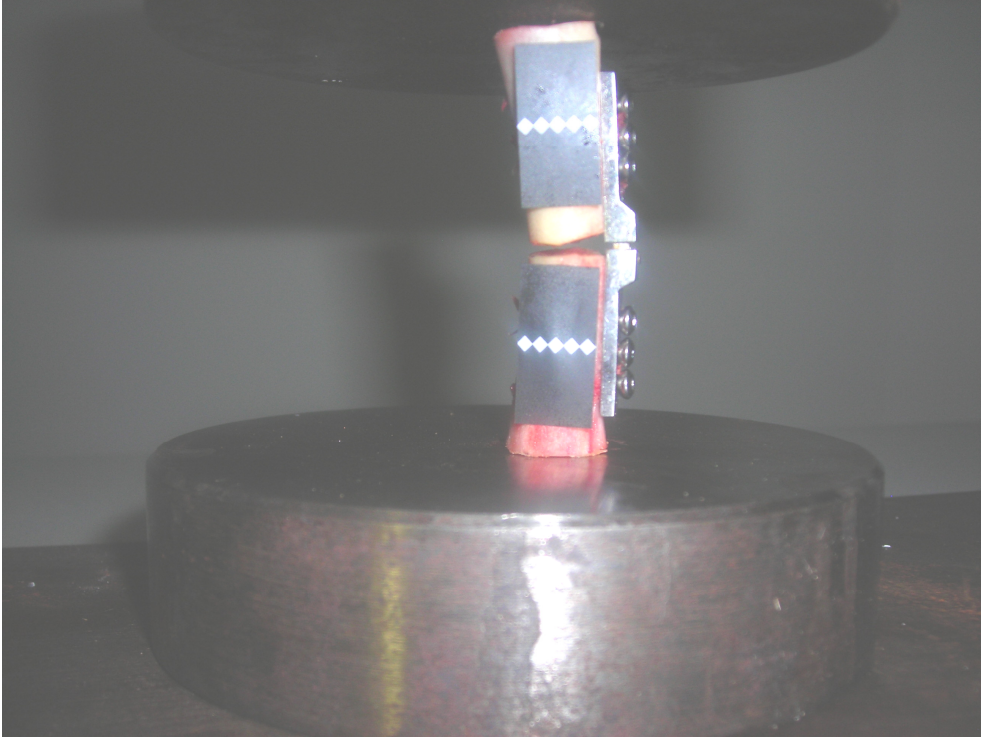
Şekil 20: 4 delikli nötral plak grubunda bir deneğin aksiyel yüklenme testi sırasındaki görüntüsü



Şekil 21: 4 delikli CMMP/KMHP grubunda bir deneğin aksiyel yüklenme testi sırasındaki görüntüsü.



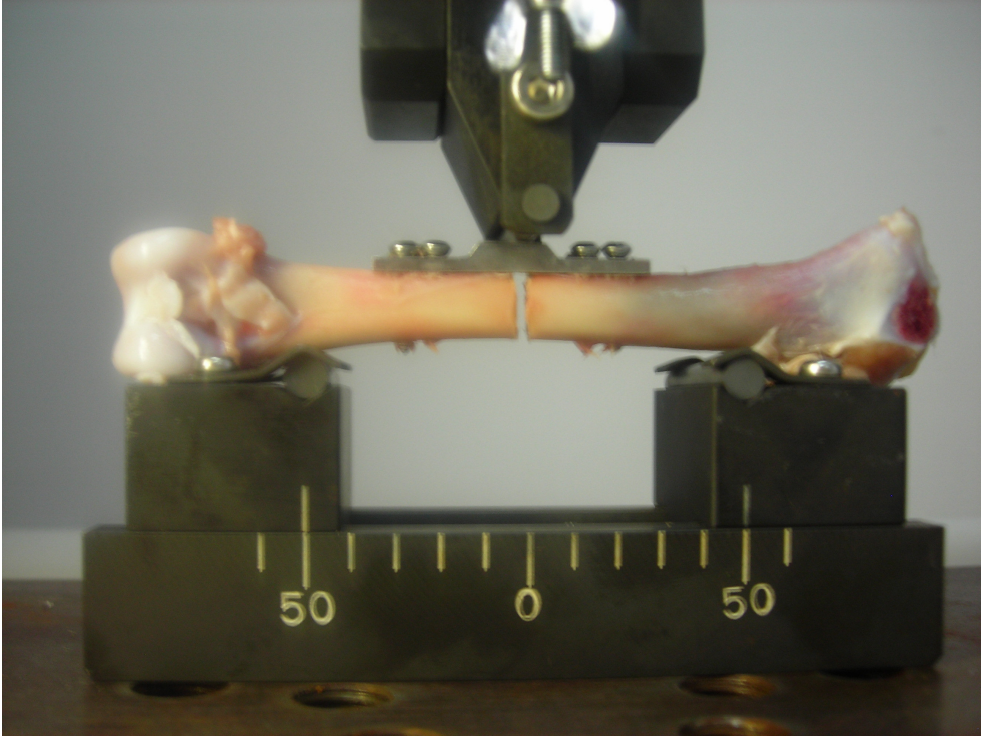
Şekil 22: 6 delikli nötral plak grubunda bir deneğin aksiyel yüklenme testi sırasındaki görüntüsü.



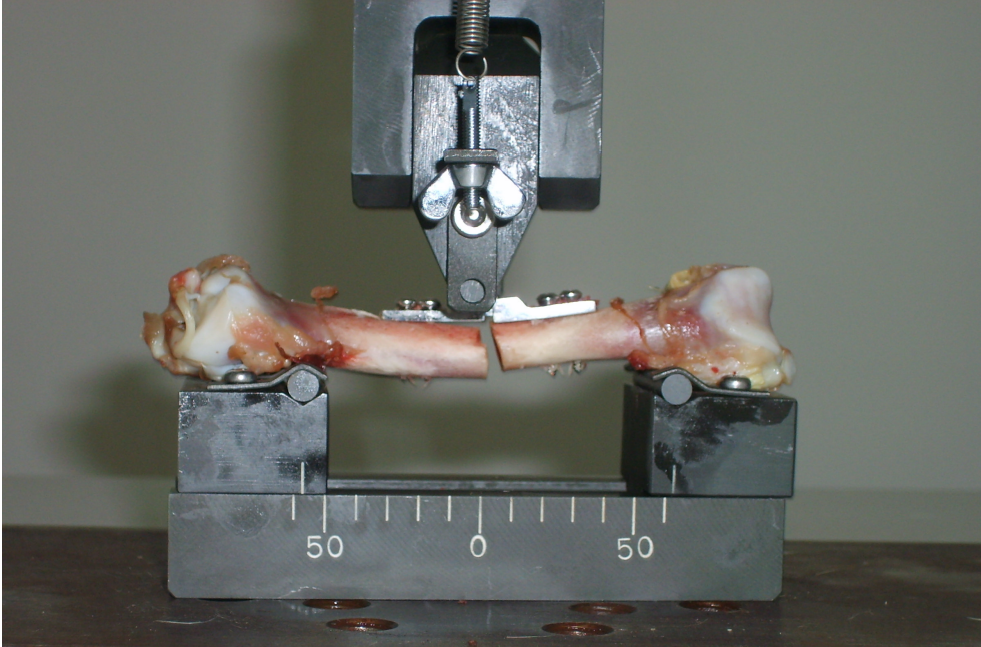
Şekil 23: 6 delikli CMMP/KMHP grubundan bir deneğin aksiyel yüklenme testi sırasındaki görüntüsü.

5.3.2. Üç Nokta Bükme (Bending) Testleri

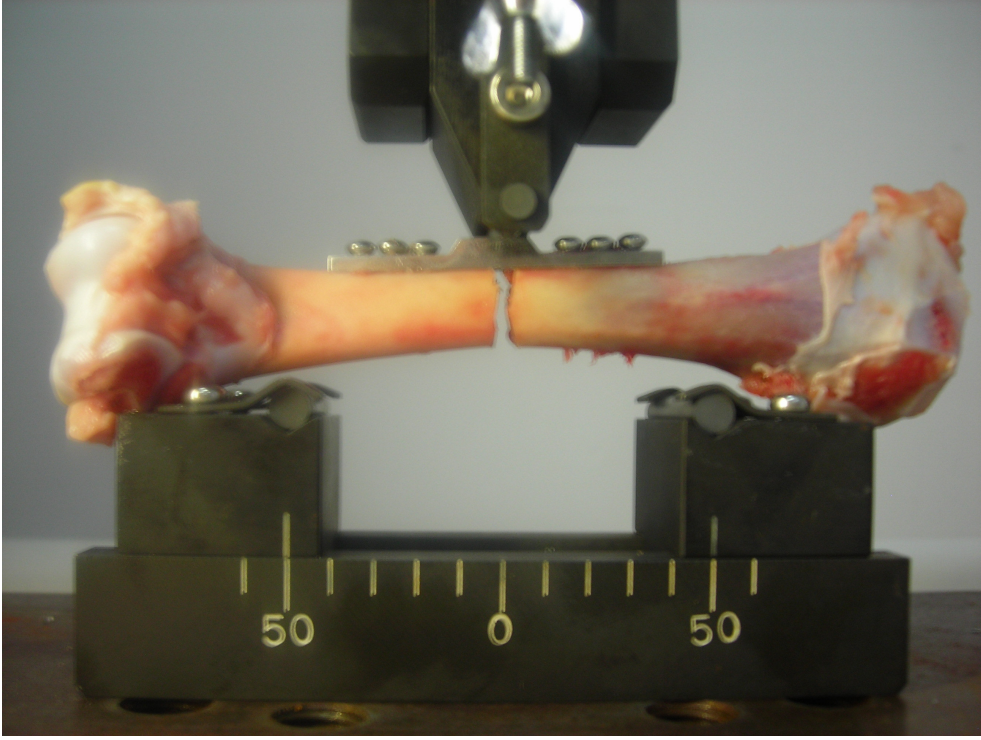
Deneyler yapılırken örneklere yük verilmeden önce basma aleti her deney için kalibre edildi. Deneklerin yerleştirildiği platformun taban genişliği bütün denekler için eşit (100 mm) olarak ayarlandı. Örnek platforma yerleştirildikten sonra basma aleti ile 45 Newton'a kadar, basma hızı 1 mm/dak olacak şekilde sürekli artan kompresyon uygulandı. Basma aletinin yük uygularken yukarıdan aşağı doğru olan yer değiştirme miktarı grafik üzerinde yer değiştirme miktarı olarak kaydedildi. Böylece maksimum 45 newton güce ulaşana kadar yük (N) yer değiştirme (mm) eğrileri elde edildi. Ancak deneklerden bazıları 45 newton güce ulaşamadan sistem bozuldu. Bu yüzden karşılaştırma yapmak için 15, 30 ve 45 newton yüklenmelerdeki yer değiştirme miktarları ayrı ayrı kaydedildi.



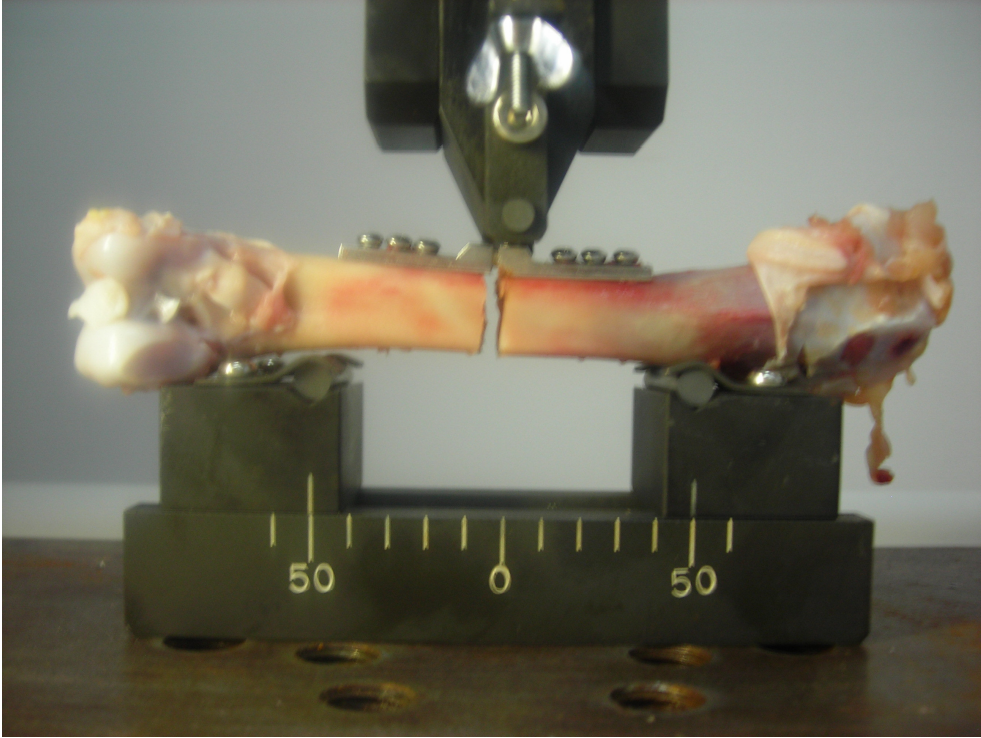
Şekil 24: 4 delikli nötral plak grubundan bir deneğin 3 nokta bükme testi sırasındaki görüntüsü



Şekil 25: 4 delikli CMMP/KMHP grubundan bir deneğin 3 nokta bükme testi sırasındaki görüntüsü.



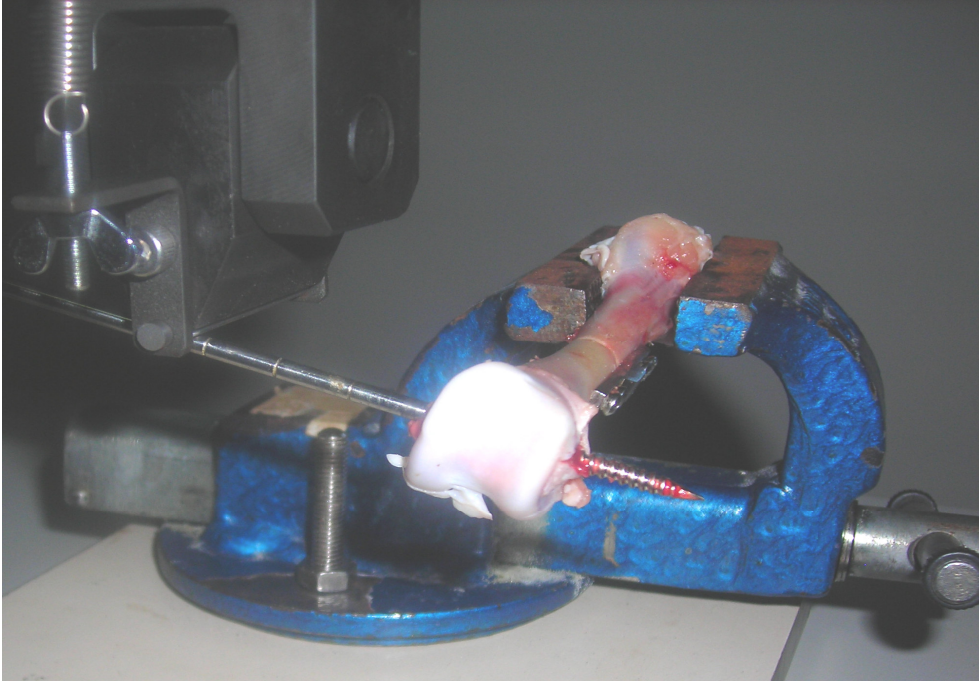
Şekil 26: 6 delikli nötral plak grubundan bir deneğin 3 nokta bükme testi sırasındaki görüntüsü



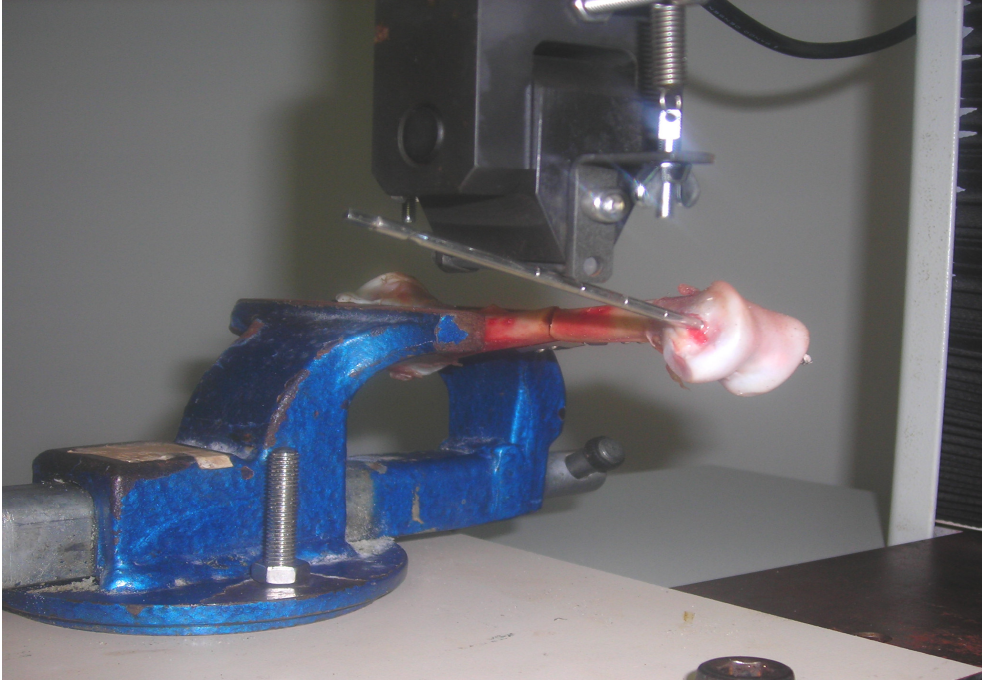
Şekil 27: 6 delikli CMMP/KMHP grubundan bir deneğin 3 nokta bükme testi sırasındaki görüntüsü

5.3.3. Burma (Torsiyon) Testleri

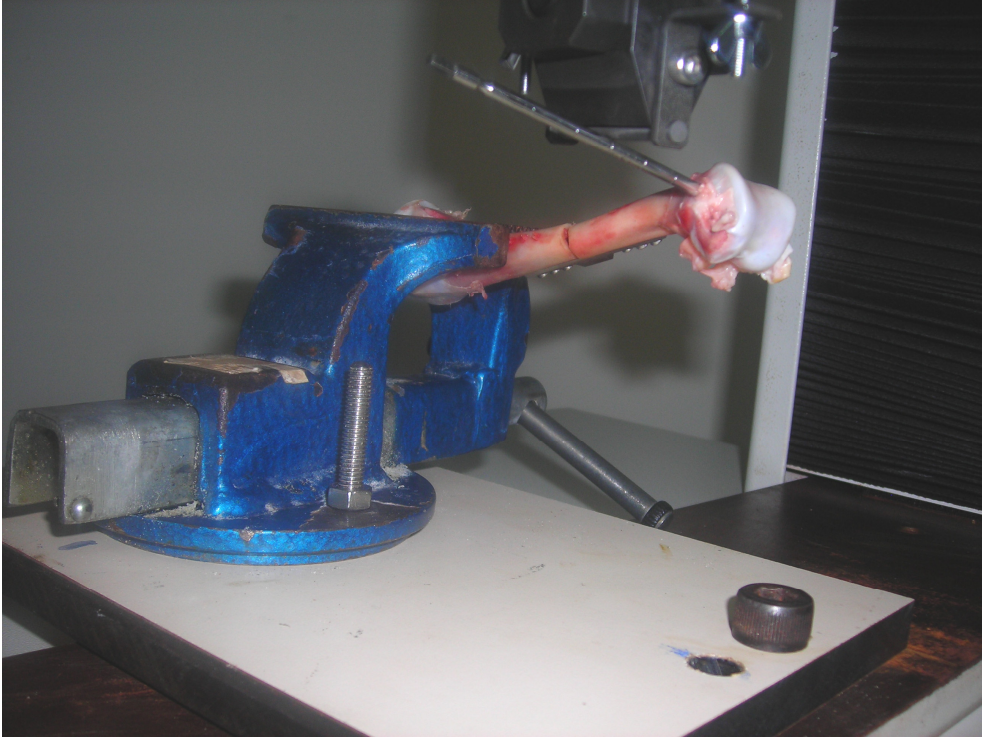
Burma (torsiyon) testleri için bir mengene basma aletinin yük geçiş merkezinin gerisinde bir noktaya bir adet vida ile sabitlendi. Daha sonra ölçüm yapılacak olan denekler proksimal bölgesinden plak lateralde, schanz çivisini uzun ucu medialde kalacak şekilde sabitlendi. Schanz çivisinin uzun ucu basma aletinin yük geçiş eksenine getirildi. Yükün çiviye iletildiği nokta ile çivinin kemiğe girdiği nokta arası bütün deneklerde 35 mm olarak ayarlandı. Yani yük kolu bütün deneklerde eşitlendi. Böylece mengene yardımıyla sabit tutulan bir kemiğe schanz çivisine dik uygulanan bir kuvvet vasıtasıyla burma etkisi oluşturuldu. Bütün deneklere basma aleti ile 10 Newton'a kadar, basma hızı 10 mm/dak olacak şekilde sürekli artan kompresyon uygulandı. Basma aletinin yük uygularken yukarıdan aşağı doğru olan yer değiştirme miktarı grafik üzerinde yer değiştirme miktarı olarak kaydedildi. Böylece maksimum 10 newton güce ulaşana kadar yük (N) yer değiştirme (mm) eğrileri elde edildi. Ancak deneklerden bazıları 10 newton güce ulaşmadan sistem bozuldu. Bu yüzden karşılaştırma yapmak için 2, 4 ve 6 newton yüklenmelerdeki yer değiştirme miktarları ayrı ayrı kaydedildi.



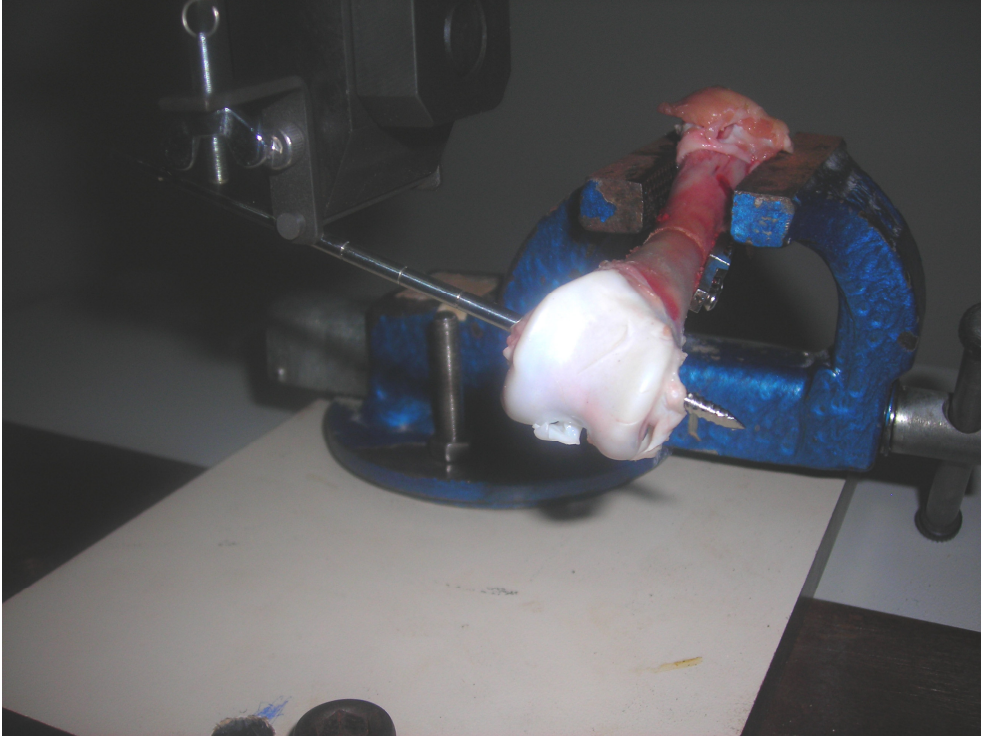
Şekil 28: 4 delikli nötral grubundan bir deneğin burma testi sırasındaki görüntüsü



Şekil 29: 4 delikli nötral grubundan bir deneğin burma testi sırasındaki karşı açıdan görüntüsü



Şekil 30: 6 delikli nötral grubundan bir deneğin burma testi sırasındaki görüntüsü



Şekil 31: 4 delikli CMMP/KMHP grubundan bir deneğin burma testi sırasındaki görüntüsü

5.3.4. İstatistiksel Analiz Yöntemi

Yüklenme testlerinden elde edilen ham verilerin istatistiksel analizleri SPSS (SPSS for Windows 11.0 SPSS Inc.2001) programı kullanılarak yapıldı. Tüm gruplara aksiyel yüklenme, üç nokta bükme (bending) ve burma (torsiyon) testlerinden elde edilen verileri incelemek amacıyla nonparametrik testlerden (n:6) Kruscal-Wallis testi uygulandı. İstatistiksel olarak anlamlı fark çıkan gurplar arasında, farkın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla Mann-Whitney U testi ile gruplar ikili olarak karşılaştırıldı. Bu karşılaştırma sonrasında elde edilen p değerleri Bonferroni düzeltmesi gereği 0,01'den küçük olan değerle anlamlı olarak değerlendirildi (29).

6. BULGULAR

6.1.Aksiyel Yükleme Testleri

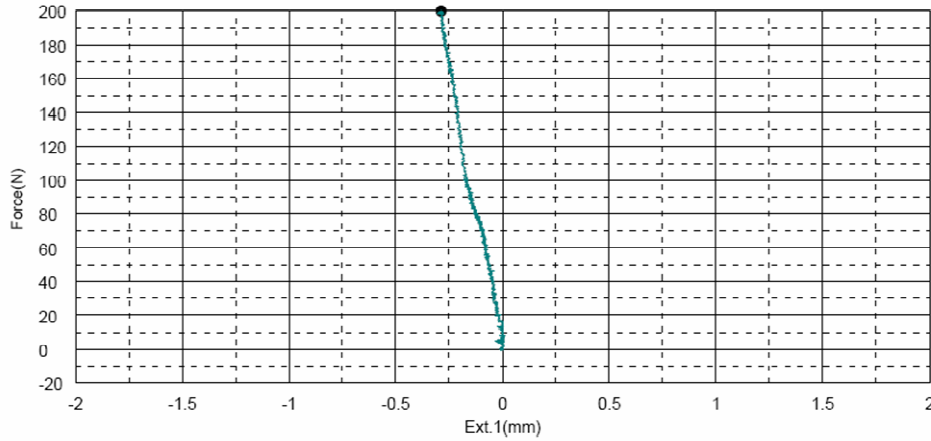
Aksiyel yüklenme testlerinde her gruptaki denekler için ayrı yük yer değiştirme eğrileri elde edildi. Her grup için aksiyel yüklenme testinde 50, 100, 150 ve 200 Newton güçteki yer değişim miktarları ayrı ayrı kaydedildi.

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	8.0000	60.0000

Name	YP Force	YP Disp	YP Stress	Max Force	Max Disp
Parameter	0.1 %/FS	0.1 %/FS	0.1 %/FS		
Units	N	mm	N/mm2	N	mm
1 - 1	--	--	--	199.844	-0.2875

Name	Max Stress	Break Force	Break Disp	Break Stress
Units	N/mm2	N	mm	N/mm2
1 - 1	3.97577	--	--	--



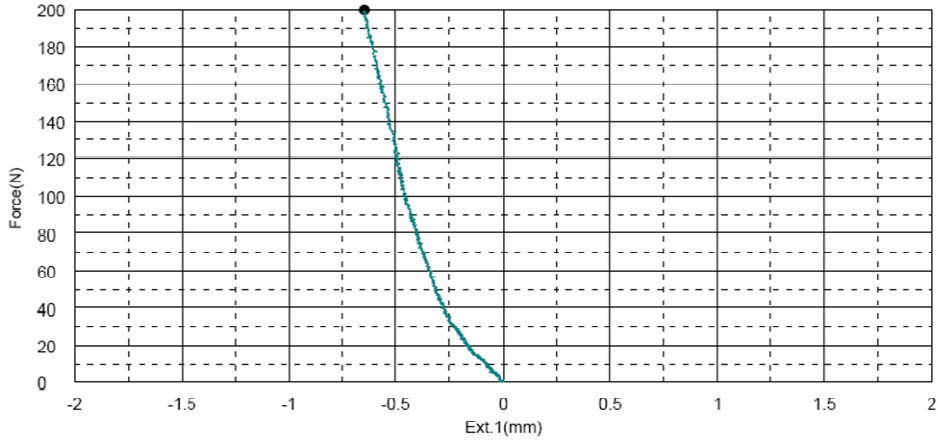
Şekil 32: 4 delikli nötral plak grubundan bir deneğin aksiyel kompresyon testinde elde edilen yük – yer değiştirme eğrisi.

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	8.0000	60.0000

Name	YP Force	YP Disp	YP Stress	Max Force	Max Disp
Parameter	0.1 %/FS	0.1 %/FS	0.1 %/FS		
Units	N	mm	N/mm2	N	mm
1 - 1	--	--	--	199.844	-0.6500

Name	Max Stress	Break Force	Break Disp	Break Stress
Units	N/mm2	N	mm	N/mm2
1 - 1	3.97577	--	--	--



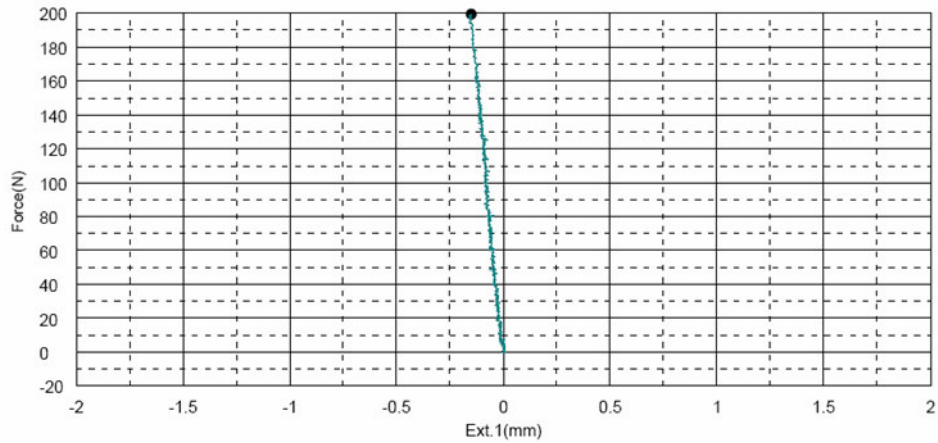
Şekil 33: 4 delikli CMMP/KMHP grubundan bir deneğin aksiyel kompresyon testinde elde edilen yük – yer değiştirme eğrisi.

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	8.0000	60.0000

Name	YP Force	YP Disp	YP Stress	Max Force	Max Disp
Parameter	0.1 %/FS	0.1 %/FS	0.1 %/FS		
Units	N	mm	N/mm2	N	mm
1 - 1	--	--	--	199.531	-0.1500

Name	Max Stress	Break Force	Break Disp	Break Stress
Units	N/mm2	N	mm	N/mm2
1 - 1	3.96955	--	--	--



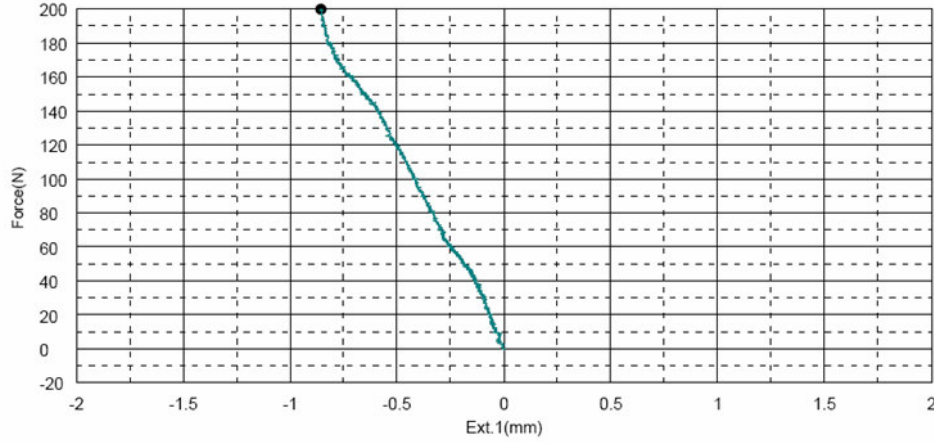
Şekil 34: 6 delikli nötral plak grubundan bir deneğin aksiyel kompresyon testinde elde edilen yük – yer değiştirme eğrisi.

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	8.0000	60.0000

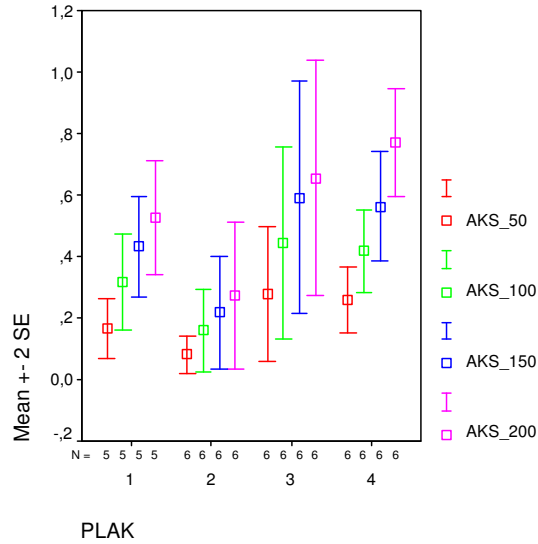
Name	YP Force	YP Disp	YP Stress	Max Force	Max Disp
Parameter	0.1 %/FS	0.1 %/FS	0.1 %/FS		
Units	N	mm	N/mm2	N	mm
1 - 1	--	--	--	199.844	-0.8562

Name	Max Stress	Break Force	Break Disp	Break Stress
Units	N/mm2	N	mm	N/mm2
1 - 1	3.97577	--	--	--



Şekil 35: 6 delikli CMMP/KMHP grubundan bir deneğin aksiyel kompresyon testinde elde edilen yük – yer değiştirme eğrisi.

Dört delikli nötral plak grubundan bir denek 150 ve 200 Newton güce ulaşamadan sistem bozuldu.



Grafik 1: Grupların aksiyel kompresyon testindeki yer değiştirme miktarlarının ortalamalarının dağılımı

Tablo 3: Plakların Aksiyel Yüklenme testindeki yer değıştirme miktarlarının minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değeri.

Yük değeri	plaklar	N	minimum	maksimum	Ortalama	Standart sapma	χ^2 ve p
aksiyel 50 Newton	4 delik nötral	6	0,053125	0,309375	0,185938	0,111063	5,597 0,133
	4 delik cmmmp	6	0,021875	0,228125	0,08125	0,075906	
	6 delik nötral	6	0,028125	0,74375	0,279167	0,267356	
	6 delik cmmmp	6	0,134375	0,434375	0,259375	0,132406	
aksiyel 100 Newton	4 delik nötral	6	0,025	0,53125	0,267188	0,195763	5,597 0,125
	4 delik cmmmp	6	0,003125	0,44375	0,158854	0,163559	
	6 delik nötral	6	0,053125	1,14375	0,445313	0,383247	
	6 delik cmmmp	6	0,25625	0,68125	0,41875	0,164245	
aksiyel 150 Newton	4 delik nötral	5	0,228125	0,65	0,4325	0,181231	6,499 0,090
	4 delik cmmmp	6	0,01875	0,628125	0,218229	0,2247	
	6 delik nötral	6	0,06875	1,446875	0,591146	0,463544	
	6 delik cmmmp	6	0,334375	0,934375	0,5625	0,21973	
aksiyel 200 Newton	4 delik nötral	5	0,2875	0,69345	0,52619	0,207023	6,546 0,088
	4 delik cmmmp	6	0,03125	0,825	0,271875	0,292464	
	6 delik nötral	6	0,115625	1,4625	0,6552	0,467408	
	6 delik cmmmp	6	0,521875	1,08125	0,770833	0,216187	

χ^2 : Kruscal-Wallis testinde elde edilen chi-kare değeri

P: Kruscal-Wallis testinde elde edilen p değeri

Grupların aksiyel kompresyon testinde elde edilen değeri minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değeri Tablo 3 de verilmiştir. Bu sonuçlar ışığında farklı plakların aksiyel kompresyon altında yer değışim miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur.

6.2. Üç Nokta Bükme (Bending) Testleri

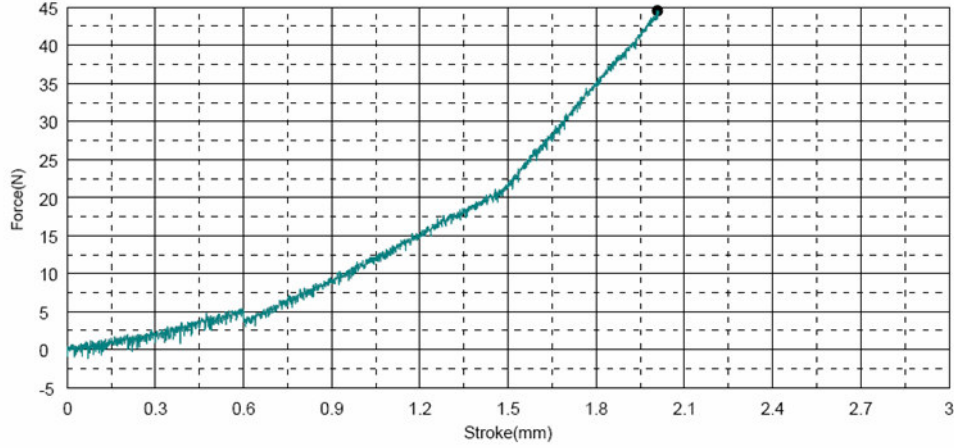
Üç nokta bükme (bending) testlerinde her gruptaki denekler için ayrı yük - yer değıştirme eğrileri elde edildi. Üç nokta bükme (bending) testinde 15, 30 ve 45 Newton güç deki yer değışim miktarları ayrı ayrı kaydedildi.

Shape: Rod

	Diameter	Lower Support
Units	mm	mm
1 - 1	1.0000	100.0000

Name	YP Force	YP Disp	YP Stress	Max Force	Max Disp
Parameter	0.1 %/FS	0.1 %/FS	0.1 %/FS		
Units	N	mm	N/mm2	N	mm
1 - 1	--	--	--	44.5313	2.00850

Name	Max Stress	Break Force	Break Disp	Break Stress
Units	N/mm2	N	mm	N/mm2
1 - 1	11339.8	--	--	--



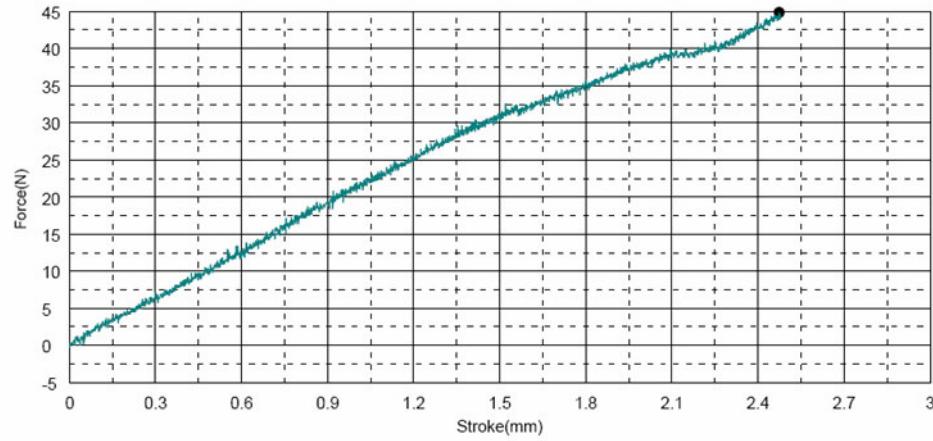
Şekil 36: 4 delikli notral plak grubundan bir deneğin üç nokta bükme testinde elde edilen yük – yer değiştirme eğrisi.

Shape: Rod

	Diameter	Lower Support
Units	mm	mm
1 - 1	1.0000	100.0000

Name	YP Force	YP Disp	YP Stress	Max Force	Max Disp
Parameter	0.1 %/FS	0.1 %/FS	0.1 %/FS		
Units	N	mm	N/mm2	N	mm
1 - 1	--	--	--	44.8438	2.47400

Name	Max Stress	Break Force	Break Disp	Break Stress
Units	N/mm2	N	mm	N/mm2
1 - 1	11419.4	--	--	--



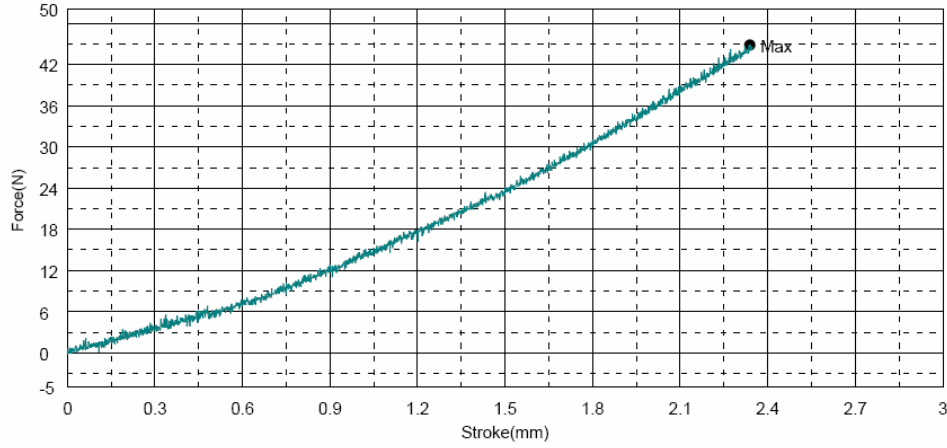
Şekil 37: 4 delikli CMMP/KMHP grubundan bir deneğin üç nokta bükme testinde elde edilen yük – yer değiştirme eğrisi.

Shape: Plate

	Thickness	Width	Lower Support
Units	mm	mm	mm
1 - 1	1.0000	1.0000	100.0000

Name	YP Force	YP Disp	YP Stress	Max Force	Max Disp
Parameter	0.1 %/FS	0.1 %/FS	0.1 %/FS		
Units	N	mm	N/mm2	N	mm
1 - 1	--	--	--	44.8438	2.33900

Name	Max Stress	Break Force	Break Disp	Break Stress
Units	N/mm2	N	mm	N/mm2
1 - 1	6726.56	--	--	--



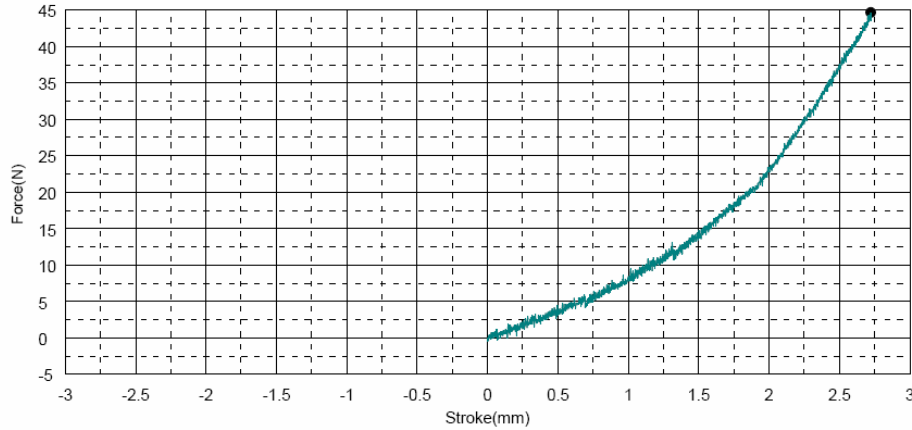
Şekil 38: 6 delikli notral plak grubundan bir deneğin üç nokta bükme testinde elde edilen yük – yer değiştirme eğrisi

Shape: Plate

	Thickness	Width	Lower Support
Units	mm	mm	mm
1 - 1	1.0000	1.0000	100.0000

Name	YP Force	YP Disp	YP Stress	Max Force	Max Disp
Parameter	0.1 %/FS	0.1 %/FS	0.1 %/FS		
Units	N	mm	N/mm2	N	mm
1 - 1	--	--	--	44.6875	2.72400

Name	Max Stress	Break Force	Break Disp	Break Stress
Units	N/mm2	N	mm	N/mm2
1 - 1	6703.13	--	--	--



Şekil 39: 6 delikli CMMP/KMHP grubundan bir deneğin üç nokta bükme testinde elde edilen yük – yer değiştirme eğrisi

Dört delikli CMMP/KMHP grubundan bir denek 30 ve 45 Newton güce ulaşmadan sistem bozuldu.

Tablo 4: Plakların üç nokta bükme testindeki yer değiştirme miktarlarının minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.

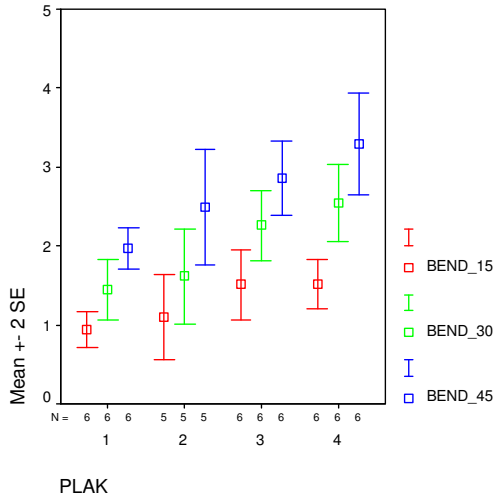
Yük değerleri	plaklar	N	minimum	maksimum	Ortalama	Standart sapma	χ^2 ve p
Bending 15 Newton	4 delik nötral	6	0,604	1,311125	0,943905	0,277238	6,367
	4 delik cmmmp	6	0,616	1,99975	1,247302	0,646507	
	6 delik nötral	6	0,855	2,423	1,507316	0,548465	0,095
	6 delik cmmmp	6	0,9381	2,0963	1,51613	0,38213	
Bending 30 Newton	4 delik nötral	6	0,69	1,832882	1,44115	0,469967	8,283
	4 delik cmmmp	5	1,045333	2,747556	1,617094	0,669868	
	6 delik nötral	6	1,5587143	2,934875	2,258844	0,550563	0,041
	6 delik cmmmp	6	1,5441429	3,24866667	2,539042	0,59723	
Bending 45 Newton	4 delik nötral	6	1,429	2,329	1,971	0,325136	9,214
	4 delik cmmmp	5	1,349	3,391	2,4934	0,819251	
	6 delik nötral	6	2,2205	3,734	2,85175	0,578471	0,027
	6 delik cmmmp	6	2,012	4,046	3,296444	0,790549	

χ^2 : Kruscal-Wallis testinde elde edilen chi-kare değeri

P: Kruscal-Wallis testinde elde edilen p değeri

Grupların üç nokta bending testlerinde elde edilen değerlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4 de verilmiştir. Bu sonuçlar ışığında plaklar arasında üç nokta bending testlerinde elde edilen yer değişim miktarları arasında 15 Newtonda istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur. Ancak 30 ve 45 Newtondaki yer değişim miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır.

Bu farkın hangi gruplar arasından kaynaklandığını belirlemek için gruplara ikili olarak nonparametrik testlerden Mann-Whitney U testi uygulandı. Yapılan test sonucunda farkın 1. grup (dört delikli nötral plak) (N=6) ile 3. grup (altı delikli nötral plak) arasında bending 45 Newtondaki değerlerden kaynaklandığı tespit edildi (p=0,009). Bu sonuçlar değerlendirilirken Bonferroni düzeltmesi gereği p değeri 0,01 den küçük olanlar anlamlı olarak değerlendirildi (29).



Grafik 2: Grupların üç nokta bükme testindeki yer değiştirme miktarlarının ortalamalarının dağılımı

6.3.Burma (Torsiyon) testleri

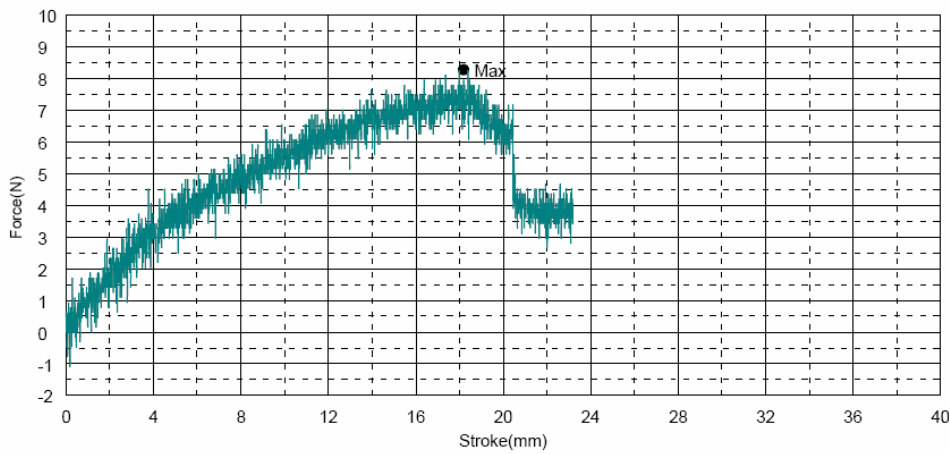
Burma (torsiyon) testlerin de her gruptaki denekler için ayrı yük – yerdeğiştirme eğrileri elde edildi. Burma (torsiyon) testinde 2, 4 ve 6 Newton güç değişim miktarları ayrı ayrı kayedildi.

Shape: Plate

	Thickness	Width	Height
Units	mm	mm	mm
1 - 1	1.0000	1.0000	100.0000

Name	Max_Force	Max_Disp	Max_Stress	Break_Force	Break_Disp
Units	N	mm	N/mm2	N	mm
1 - 1	8.28125	18.1795	8.28125	--	--

Name	Break Stress	YP_Force	YP_Disp	YP_Stress
Parameter		0.1 %/FS	0.1 %/FS	0.1 %/FS
Units	N/mm2	N	mm	N/mm2
1 - 1	--	--	--	--



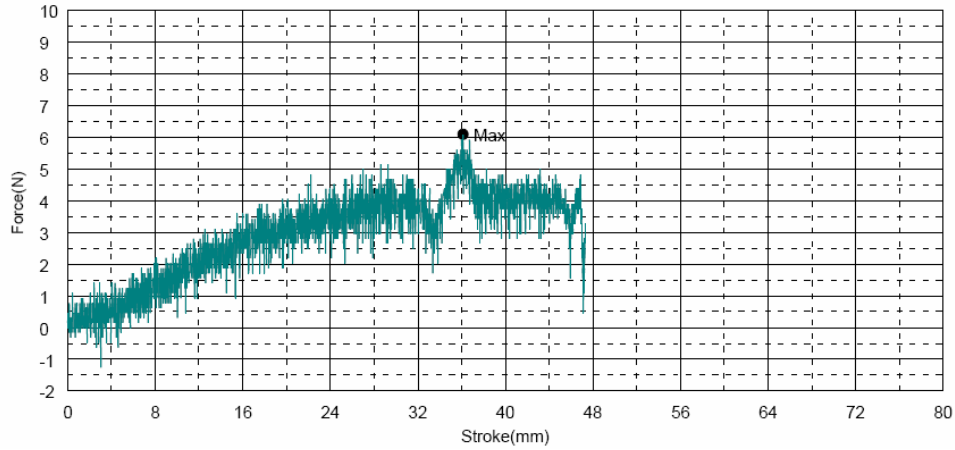
şekil 40: 4 delikli notral plak grubundan bir deneğin burma testinde elde edilen yük – yer değiştirme eğrisi

Shape: Plate

	Thickness	Width	Height
Units	mm	mm	mm
1 - 1	1.0000	1.0000	100.0000

Name	Max Force	Max Disp	Max Stress	Break Force	Break Disp
Units	N	mm	N/mm2	N	mm
1 - 1	6.09375	36.1250	6.09375	--	--

Name	Break Stress	YP Force	YP Disp	YP Stress
Parameter		0.1 %/FS	0.1 %/FS	0.1 %/FS
Units	N/mm2	N	mm	N/mm2
1 - 1	--	--	--	--



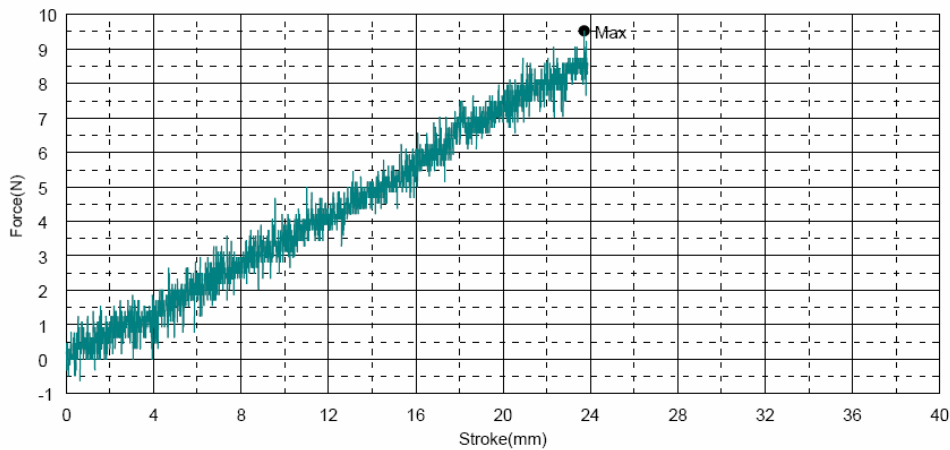
Şekil 41: 4 delikli CMMP/KMHP grubundan bir deneğin burma testinde elde edilen yük – yer değiştirme eğrisi.

Shape: Plate

	Thickness	Width	Height
Units	mm	mm	mm
1 - 1	1.0000	1.0000	100.0000

Name	Max Force	Max Disp	Max Stress	Break Force	Break Disp
Units	N	mm	N/mm2	N	mm
1 - 1	9.53125	23.7140	9.53125	--	--

Name	Break Stress	YP Force	YP Disp	YP Stress
Parameter		0.1 %/FS	0.1 %/FS	0.1 %/FS
Units	N/mm2	N	mm	N/mm2
1 - 1	--	--	--	--



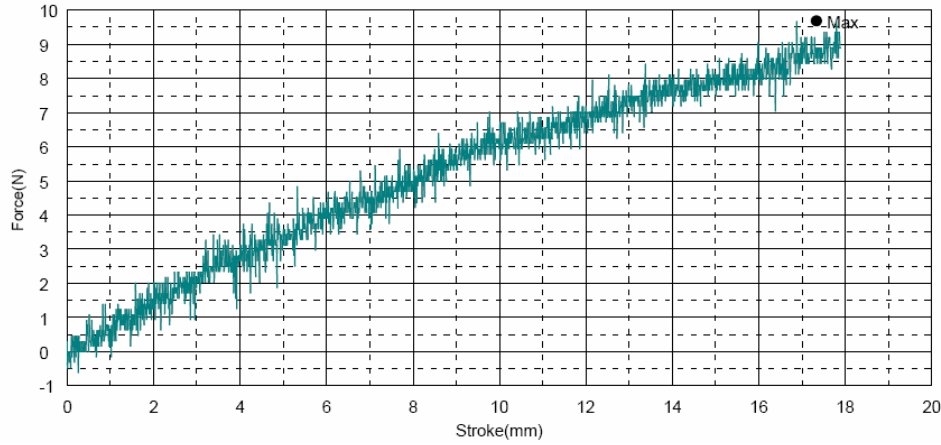
Şekil 42: 6 delikli notral plak grubundan bir deneğin burma testinde elde edilen yük – yer değiştirme eğrisi

Shape: Plate

	Thickness	Width	Height
Units	mm	mm	mm
1 - 1	1.0000	1.0000	100.0000

Name	Max Force	Max Disp	Max Stress	Break Force	Break Disp
Units	N	mm	N/mm2	N	mm
1 - 1	9.68750	17.3345	9.68750	--	--

Name	Break Stress	YP Force	YP Disp	YP Stress
Parameter		0.1 %/FS	0.1 %/FS	0.1 %/FS
Units	N/mm2	N	mm	N/mm2
1 - 1	--	--	--	--



Şekil 43: 6 delikli CMMP/KMHP grubundan bir deneğin burma testinde elde edilen yük – yer değiştirme eğrisi

Dört delikli nötral plak grubundan bir denek 4 Newton, iki denek 6 Newton güce ulaşmadan sistem bozuldu. Dört delikli CMMP/KMHP grubundan bir denek 4 Newton, dört denek 6 newton güce ulaşmadan sistem bozuldu. Altı delikli CMMP/KMHP grubundan bir denek 6 Newton güce ulaşmadan sistem bozuldu.

Tablo 5: Plakların burma (torsiyon) testindeki yer değiştirme miktarlarının minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri

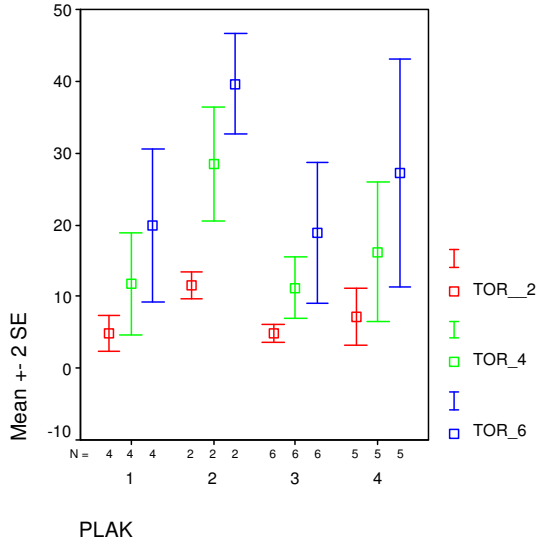
Yük değerleri	plaklar	N	minimum	maksimum	Ortalama	Standart sapma	χ^2 ve p
Torsiyon 2 Newton	4 delik nötral	6	2,4715758	14,2108623	7,970581	5,181018	10,820 0,013
	4 delik cmmmp	6	10,558075	30,3664082	17,79481	7,20959	
	6 delik nötral	6	2,9306	6,5817197	4,860224	1,499957	
	6 delik cmmmp	6	2,7561818	14,3970233	7,801919	4,378161	
Torsiyon 4 Newton	4 delik nötral	5	5,9199118	29,9537727	15,42204	10,21959	8,679 0,034
	4 delik cmmmp	5	24,4168	56,7403866	37,74951	13,9898	
	6 delik nötral	6	7,4741389	21,4540201	11,1774	5,270877	
	6 delik cmmmp	6	6,1903077	34,7266595	19,27705	12,3161	
Torsiyon 6 Newton	4 delik nötral	4	11,7262	34,1585	19,89282	10,61049	3,575 0,311
	4 delik cmmmp	2	36,125	43,1506493	39,63782	4,967884	
	6 delik nötral	6	11,190487	43,007627	18,83543	11,98594	
	6 delik cmmmp	5	10,057773	52,9495	27,12563	17,78178	

χ^2 : Kruscal-Wallis testinde elde edilen chi-kare değeri

P: Kruscal-Wallis testinde elde edilen p değeri

Grupların torsiyon testlerinde elde edilen değerlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 5 de verilmiştir. Bu sonuçlar ışığında plaklar arasında torsiyon testlerinde elde edilen yer değişim miktarları arasında 2 Newtonda ve 4 Newtonda yerdeğişim miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır. Ancak torsiyon 6 Newtonda yerdeğişim miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur.

Bu farkın hangi gruplar arasından kaynaklandığını belirlemek için gruplara ikili olarak nonparametrik testlerden Mann-Whitney U testi uygulandı. Yapılan test sonucunda farkın 2. grup (dört delikli CMMP/KMHP) (N=6) ile 3. grup (altı delikli nötral plak) arasında torsiyon 2 Newtondaki (p=0,002) ve torsiyon 4 Newtondaki (p=0,004) değerlerden kaynaklandığı tespit edildi. Bu sonuçlar değerlendirilirken yine Bonferroni düzeltmesi gereği p değeri 0,01'den küçük olanlar anlamlı olarak değerlendirildi (29).



Grafik 3: Grupların burma testindeki yer değiştirme miktarlarının ortalamalarının dağılımı

Elde edilen yer değişim miktarları $x = \tan^{-1}\left(\frac{y}{35}\right)$ formülünde yerine konularak standart yük altındaki yer değişim açıları belirlendi ve kaydedildi. Formülde x açisal değişim miktarını, y ise bizim elde ettiğimiz yer değişim miktarlarını ifade etmektedir.

Elde edilen açisal değerlendirmelerin istatistiksel değerlendirmesi, veriler torsiyon testindeki yer değişim miktarlarından elde edildiği için torsiyon testleriyle aynıdır.

7. TARTIŞMA

Plaklar bir asırdan beri kemik kırıklarının tedavisinde kullanılmaktadır. Gelişen temel bilim ve teknoloji ile zaman içinde plakların yapıldığı malzemeler ve tasarım özellikleri değişiklikler göstermiştir. Özellikle kırık iyileşmesi üzerine etki eden faktörlerin anlaşılmasıyla daha hızlı ve fonksiyonel bir kırık iyileşmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla farklı internal fiksasyon yöntemleri ve bunların kombinasyonları kırık tedavisinde kullanılmaktadır (3, 7, 8). Plaklar ve vida kombinasyonları bu yöntemlerden en çok kullanılanlardır (2, 3, 7, 8, 19, 21).

Bu çalışmada kullanılan plaklar biyouyumluluğu ispatlanmış, erişilmesi ve işlenmesi kolay olan paslanmaz çelikten (316 L ASTM No:F55–82) yapılmıştır (2, 24, 30). Genel kullanımda olan, piyasadaki plakların boyut ve vida deliklerinin çapı ve birbirinden uzaklıkları baz alınarak tasarlanmıştır. Bizim çalışmamızda kullanılan yeni tasarım plağın yapısal özelliği gereği plağın orta kısmında modüler bir bölüm bulunmaktadır. Bu bölümden kaynaklanacak mukavemet kaybını önlemek amacıyla plağın bu bölümü $\frac{1}{2}$ oranında kalınlaştırılmıştır. Aynı şekilde karşılaştırma yaptığımız plakların orta bölümü de aynı oranda kalınlaştırılmıştır. Çünkü bir plağın dayanımı plak kalınlığından direk olarak etkilenmektedir (24). Yüklenme testlerinde her iki plak da aynı geometrik şekil ve boyut özelliklerine sahip olmuştur.

Geliştirilen implanlar da ve tespit yöntemlerinin birbiriyle karşılaştırılmasında in vitro biyomekanik testler kullanılmaktadır. Biyomekanik testlerde amaç vücut ortamındaki yük değişimlerini taklit etmek ve oluşturulan sistemlerin nasıl davranış gösterceğini öngörebilmektir. Bu amaçla insan kadavra kemikleri, hayvan kadavra kemikleri ya da kemiğin mekanik özelliklerini taklit eden homojen yapılar kullanılabilir. Bunlar arasında en ideal olanının standardizasyon açısından sentetik homojen yapıların olduğu öne sürülmektedir (31, 32, 33). Literatürde tavuk kemikleri ile yapılan biyomekanik çalışmalar mevcuttur (34). Bizim çalışmamızda kullanılan hayvan kadavra kemikleri ile mümkün olduğunca standardizasyon sağlanmıştır. Tavuk kadavra kemikleri en kolay ulaşılabilir olması açısından tercih edilmiştir. Sağlam tavuk kemiklerinin kompresyon altındaki elastisite test edilmiş ve kullanılan plaklardaki yay bu değerlere göre ayarlanmıştır. Ulaşım kolaylığı ve materyal kısıtlılığı olmaması nedeniyle her test için ayrı kemik kullanılabilmiş ve testler

sırasında kemiklerin deforme olmalarından kaçınılmamıştır. Ayrıca maliyet olarak karşılaştırıldığında tavuk kemikleri en ucuz materyallerdendir.

Çeşitli tespit yöntemleri ile kırık sahasındaki kontrollü hareketin kırık iyileşmesini olumlu yönde etkilediğine dair çalışmalar bulunmaktadır (26, 35, 36, 37, 38, 39). Kenwright ve arkadaşları eksternal fiksator ile tespit edilen, parçalı tibia kırıklarına uyguladıkları kontrollü mekanik uyarımın kırığın remodelasyon aşamasında iyileşmeyi destekleyeceğini belirtmişlerdir (38). Bu çalışma bizim çalışmamız için öncü bir kaynak niteliğindedir. Bu çalışmaların yapıldığı yıllarda kırık sahasına ne kadar harekete izin verileceği konusunda tartışma yaşanılmaktadır.

2001 yılında Hente ve arkadaşlarının çalışmasında geçen gerilim teorisi ile kırık bölgesindeki harekete karşı organizmanın cevabı biraz daha açıklığa kavuşmuştur (14, 22). Kırık cerrahisinde stabilite olmazsa olmazdır. Kırık stabilizasyonu atelleme, açılama, intramedüller cihazlar, eksternal fiksatorler, kilitle plaklar ve kompresyon plaklar ile sağlanabilir. Stabilite kırık yüzeylerde oluşan gerilimi belirler, gerilim ise kırık yüzeylerdeki iyileşme şeklini belirler. Primer kemik iyileşmesi gerilim % 2 nin altında tutulduğunda görülmektedir. Sekonder kemik iyileşmesi ise gerilim değerleri % 2 ile %10 arasında olduğunda görülmektedir. Gerilim (strain) % 10 üzerinde olduğunda kemik oluşmamaktadır. Gerilim kırık boşluğundaki değişimin kırık boşluğuna oranı olarak tanımlanır. Bizim çalışmamızda sisteme elastisite sağlanırken bu teori dikkate alınmış ve modüler plak arasına konulan yay vasıtasıyla sistemin gerilimi ayarlanmıştır.

Perrenin 1979 daki çalışmasında doku kopmasında görülen gerilim değerlerini aşan elongasyon değerlerinde yeni doku oluşumunun olmadığını göstermiştir (6). Lamellar kemik kopma noktası için elongasyon değeri %2 dir ve granülasyon dokusunda %100 dür (6). Fibröz doku tendon ve kemiğin elongasyona toleransı daha düşüktür mekanik ve biyolojik olarak solid kemik kaynaması için kırıkta ortam yaratırlar. Solid kemik kaynaması en düşük toleransa sahiptir. Kırık boşluğu gerilim değeri kırıkta oluşan kaynama şeklini belirler. Primer kemik iyileşmesi (endosteal iyileşme) rijit fiksasyon olduğunda görülür. Bunun oluşabilmesi için gerilim değerini %2 nin altında tutulmasını sağlayan hareket olması gerekmektedir. Kompresyon plaklama ve nötralizasyon plaklama rijid fiksasyon sağlayarak kırık hareketini azaltırlar ve boşluk uzunluğunun artmasını engellerler ve böylece gerilim değerini minimize ederler. Kırık boşluğunun sifıra indirgenmesine rağmen kırık fragmanlarında

süreçten hareketin devam etmesi yüksek boşluk gerilim değerlerine neden olur. Buna göre plakların tansiyon yüzeylere uygulanması gerekmektedir, böylece kırık kompresyonu sağlanırken aşırı kırık hareketi önlenir (6). Sekonder kemik iyileşmesi (enkondral ossifikasyon) gerilim değerleri %2 ile 10 arasında tutulduğunda yani görece stabilite sağlandığında oluşmaktadır (13, 14, 22). Atelleme, açılama, kilitli plaklama ve eksternal fiksasyon uygulamaları görece stabilite sağlarlar. Sekonder kemik iyileşmesi kallus oluşumu ile karakterizedir. İyileşme kaskadı hematoma oluşumu ile başlar. Hematom oluşumunu inflamasyon ve fibröz doku oluşumu takip eder. Sonuç olarak mezenkimal kök hücreler değişime uğrayarak yeni kartilaj oluşumu gösterir ve sonunda da kemikleşme oluşur. Doku differansiasyonu progresif olarak daha rijit ve gerilimlere daha az toleranslı kortikal kemik oluşumuna devam eder. İyileşme kaskadındaki her basamakta kırık bölgesindeki hareketi azaltırken kemik iyileşmesini artıran bir ortam oluşturur. Boşluk gerilimleri boşluk uzunluğunu artıran veya hareket miktarını azaltan parametrelerce azaltılır. Boşluk uzunluğu parçalı kırıklarda ve mükemmel olmayan redüksiyonlarda artar. Kırık yüzlerdeki kemik rezorpsiyonu gerilim miktarını boşluk mesafesini artırarak azaltırlar. Eğer hareket miktarı bu absorpsiyona bağlı olarak artmaz ise gerilim miktarı azalabilir. Sonuç olarak düşük gerilim düzeyleri görece stabiliteye dönüşmektedir. Görece stabilite ve sekonder kemik iyileşmesi daha yeni biyolojik fiksasyon tekniklerindeki amaçlardır (13, 14, 22). Atelleme açılama eksternal fiksasyon uygulama ve kilitli plak uygulama ile köprü fiksasyon oluşturulması ile boşluk gerilimlerini azaltırken hareketi minimize ederler. 2001 de Hofer ve arkadaşları PC-fix kullanarak benzer bir iyileşme paterni gözlemlemişlerdir (40).

Literatürde kırık tedavisinde kemik fragmanların kompresyon ile tespitiyle ilgili çalışmalar mevcuttur. Holmström ve arkadaşları 1986 yılında plaklanmış kortikal kemikte aksiyel kompresyonun kırık iyileşmesini arttırmadığını göstermektedir (41). Tavşan tibialarında bilateral osteotomi uygulanarak plak fiksasyonu ile tespit etmişler ve sağ tarafa kompresyon uygulanırken sola kompresyon uygulanmamışlar. Post operatif 24. haftaya kadar histolojik, histomorfometrik ve torsiyometrik analiz uygulanmışlar. Histolojik analiz tedaviden bağımsız olarak uç uca iyileşme göstermiş. Kırık gergi kompresyon grubunda daha az olmakla birlikte, kaynama her iki tarafta aynı zamanda elde edilmiş. Altıncı haftada torsiyometrik analiz sonuçları her iki tarafta aynı olduğu görülmüş. Kaynama sağlandığı dönemde her iki tarafta benzer

derecede subendosteal rezorbsiyon varmış. Bu porotik transformasyon sonucunda 6. haftadan itibaren kortikal kemiğin dayanıklılığında hafif bir azalma saptandı ve bu kompresyonu uygulanmasından bağımsızdı. Buna karşın Stoffel ve arkadaşlarının çalışmasında 8 hafta süren bir in vivo çalışmada, 16 koyun tibiasında dört farklı gergi bandı plaklama modeli içerisinde uygulanan standardize oblik osteotomi ile değerlendirilmiştir. Plak tansiyonu ve kemik iyileşmesi arasındaki muhtemel ilişkiler ve etkileşimler incelenmiştir. Doğrudan kemik iyileşmesi, sadece şekillendirilmiş plak ve çekirme vidası grubunda gözlemlenmiştir (42). Burada kırık fragmanlar arası kompresyon bir lag vidası ile sağlanmış ve plak ile stabilite korunmuştur (42). Bu çalışmada ise en iyi sonuç kompresyon grubu lehinedir. İntakt dolaşım koşulunda fiksasyon kallusunun erken oluşumu, osteosentezde primer instabiliteye işaret eder. Sonrasında, bu olgu sekonder instabilitenin göstergesi olabilir. Osteonların belirme zamanı, sayısı ve yerleşimi, osteosentezin stabilitesine ilişkin bilgi verir. Minimal invaziv teknikler ve implantlar yardımıyla gerçekleştirilen dolaylı kırık reduksiyonu ve stabilizasyonunun yaygınlaştığı bir zamanda, implant yükünü ve implant bozulumu riskini klinik olarak değerlendirmek için yeni yollar ve yöntemler aranmalıdır.

Katı bir metalle tespit edilen kemiklerde osteoporoz görülmektedir (18, 20, 43). Osteoporoz genel olarak iki temel nedene bağlanmaktadır. Kırık bir kemiği iyileştirmek için kullanılan katı tespit meteryallerinin kemiğin kendini yenileyebilmesi için gerekli olan fizyolojik yüklerden uzak bırakması, plakların yerleştirirken yapılan geniş cerrahi açılım ve plağın kemiğe yaptığı baskı nedeniyle kemik kanlanmasında büyük önemi olan periosta zarar vermesi (1, 43, 44). Kemiğin güçlü kalması, dinamik olarak yük taşımaya bağlıdır. Bununla beraber, bir kırığın iyileştirilebilmesi için, doğanın kemik devamlılığının kaybolduğunu fark etmesi gerekir (1). Plak altındaki kırık iyileşmesini geliştirmenin mümkün olan tek çözümü, Uthof ve arkadaşlarına göre, kırık alanı üzerinde mikro-harekete olanak tanıyan bir yapı olacaktır. Ayrıca, mikro hareket eksensel yönle sınırlandırılmalıdır; diğer bir deyişle, yapı bükülme, burma ve makaslama hareketlerine direnç gösterecek şekilde tasarlanmalıdır (1). Bizim çalışmamızda kullanılan mikro harekete izin verebilen plaklar Uthof ve arkadaşlarının önerilerine uymaktadır. Kırık sahasının kontrollü hareketine izin veren sistemler bu mekanik problemin aşılması için bir yöntem olarak karşımıza çıkmaktadır (35, 45, 46). Literatürde son yıllarda bu görüş üzerinde önemle durulmaktadır.

Baumgaethel ve arkadaşlarının 1998 yılında koyun femur kırık modelleri ile yaptıkları çalışmalarında. Dolaylı reduksiyon ve köprülü plak uygulamasının doğrudan fragman reduksiyonu ve anatomik fiksasyondan radyoloji, biyomekanik ve mikroanjiyografi açısından üstün olduğu belirlenmiştir. Bu çalışmada, kırık boşluğunun kemikle köprülenmesi ve kallusun mineralizasyonu süreçlerinin, doğrudan reduksiyonla dolaylı ve anatomik reduksiyonda olduğundan daha hızlı ve verimli geliştiği ortaya koyulmuştur (44). Kemik iyileşmesinin dolaylı reduksiyonda 2.-3. Haftada başladığı görülürken, doğrudan reduksiyonda ancak altıncı haftada iyileşme başlangıcı gözlemlenmiştir. Dolaylı reduksiyon uygulanan femurlarda 8 haftada görülen kırılma dayanımı artışı, bu süreçle ilişkilendirilebilir. Buna ek olarak, biyolojik plak uygulaması için PC-Fix kullanımının sonuçları da incelenmiştir. Kemik iyileşmesine ilişkin değerler, kemikle arasında yalnızca nokta temas bulunan bir plağın uygulanması, dolayısıyla periosteal dolaşım desteğinin korunmasıyla geliştirilmiştir (44).

Foux ve arkadaşları eksensel esnek plaklar ile DCP plakların köpek femur kırık modellerin de karşılaştırmasında esnek plaklar ile daha kısa sürede ve rijiditesi daha yüksek bir iyileşme elde etmişlerdir (35). Bu çalışmada düşük rijiditedeki plaklar, plak ile vida arasına konulan elastik materyal sayesinde elde edilmiştir. Bizim çalışmamızda kullanılan plakların hareketliliği modüler iki parçanın arasına yerleştirilen yay vasıtasıyla ayarlanabilmektedir. Kullanılan yay sistemin mikro harekete imkan verebilmesi için tasarlanmıştır. Yay elastisitesi kemik elastik modülüne uygun tasarlanıp, uygulanmıştır (28). Bu açıdan bakıldığında hala kesin olmayan en ideal iyileşme için hareketlilik değerini bulabilmek için farklı bir yöntem olabilecektir.

Korkmaz ve arkadaşları 2005 yılındaki yazılarında tavşan tibialarına osteotomi sonrasında ilizarov eksternal fiksator uygulamışlar ve değişik distraksiyon değerlerini Hooke kanundan yaralanarak bir yay vasıtasıyla elde etmişlerdir (47). Ancak buradaki en büyük soru işareti plağın modüler parçaları arasındaki yayın canlı organizma içinde nasıl davranacağına bilinmemesidir. Bu yüzden bu plağın biyolojik ortamdaki uyumu hem de işlevinin anlaşılması açısından canlı hayvan çalışmalarına ihtiyaç vardır.

Sun ve arkadaşlarının yayınladıkları aksiyel mobil plak aksiyel harekete izin vermesi, bükme ve burma kuvvetleri karşısında stabilite amaçlaması açısından bizim

çalışmamızdaki CMMP/KMHP plağa benzemektedir (46). Ancak bu plak da ayarlanabilir hareket kontrolü yoktur.

Kırık fiksasyonunun hemen ardından kırık ara yüzünde oluşan kompresif stres koruması kallus oluşumunu ve kemik iyileşmesini geciktirir. Benzer bir şekilde, kemiğin plak altındaki tabakasının tensil stres koruması osteoporozu yol açabilir ve bu tabakanın tensil dayanımını azaltabilir. Bu sorunu ele almak için, Ganesh ve arkadaşlarının çalışmasında katılık-derecelendirmeli plakların kullanılması önerilmiştir (45). Bu doğrultuda, katılığı hem boylamsal hem de transvers olarak derecelendirilmiş kompozit plaklarla sabitlenen kırıklı kemikteki stres dağılımı (sonlu eleman analizi yoluyla) hesaplanmıştır. Katılık derecelendirmeli plaklar kemikte daha düşük stres korumasına olanak tanıyarak, kırıklı ara yüzde hızlı iyileşme sağlamak için daha yüksek kompresif stres ve kemiğin intakt kısmında kemikte yeniden modellenmeyi ve osteoporozu engellemek için daha yüksek tensil stres sağlamaktadır (45). Bu çalışma literatürde karşılaştığımız temel önemli bir çalışma olup, biyolojik kırık iyileşmesi koşullarında kontrollü mikro hareketin kırık iyileşmesine olumlu katkı yapacağı ve implanta bağlı olumsuzlukların giderebileceğinin göstergesi sayılabilir

Zhang ve arkadaşları 2000 yılında plak ile vida arasına polietilen bir malzeme koyarak elde ettikleri elastik sistemi tavşan tibial osteotomilerine uygulamışlar. Bilateral tibial osteotomi yaptıkları tavşanların bir tarafına rijit plak diğer tarafına stres relaksasyon plağı (SRP) isimlendirdikleri plağı uygulamışlar. Ameliyat sonrası dördüncü ve 24. haftalarda ışık mikroskopisi ve elektron mikroskopisi ile kallus proliferasyonunu ve plak altındaki korteksteki osteoporozu karşılaştırmışlardır. Bu çalışmanın sonucuna göre SRP' nin rijit plak ile karşılaştırıldığında geç kallus oluşumunu artırdığını, plak altındaki korteksteki osteoporozu azatlığını bulmuşlardır (48).

Stoffel ve arkadaşları 2003 yılında kompozit kemik silindirleri kullanılarak yapılan in vitro deneylerinin ve diyafiziyel kırıklar için LCP kullanılarak yapılan sınırlı element analizlerinin (finite element analysis) sonuçlarını sunmuşlar ve klinik uygulamalar için tavsiyeler yapmışlardır. Hem sıkıştırmada hem torsiyonda sağlamlığı etkileyen çeşitli faktörler görmüşler. Bu çalışmaya göre aksiyal sertlik ve torsiyonal sertlik ana olarak plağın uzunluğundan etkilenmektedir. Kırığın her iki yanında da bir vidayı çıkarınca yapının hem torsiyon da hem sıkıştırmada hemen hemen iki kat esnek olduğu belirlemişler. Vida sayısının sağlamlığı arttırdığı ama

parça başına 3'ten fazla vidanın aksiyal sertliği çok az arttırdığı gibi 4'ten fazla vida da torsiyonal sertliği çok arttırmadığını bulmuşlardır. Torsiyonal yük karşısındaki sertliği sadece vida sayısı belirlemektedir. Yapının sağlamlığını etkileyen bir diğer etken ise plağın kemiğe uzaklığıdır. Bu uzaklık arttıkça sağlamlık azalmaktadır. Son olarak, aynı sayıda vida ile daha kısa bir plaka aksiyal sertliği azaltmakta ama torsiyonal sertliği etkilememektedir (49). Stoffel ve arkadaşları parçalı kırıklar gibi geniş kırık aralığına sahip kırıklarda en içteki vidanın kırığa mümkün olduğunca yakın yerleştirilmesini tavsiye etmektedir. Buna ek olarak, plak ile kemik arasındaki uzunluk küçük tutulmalıdır ve yeterli aksiyal sertliği sağlamak için uzun plaklar kullanılmalıdır.

Özellikle plak ile kemik temasını azaltmaya yönelik tasarımlar ve çalışmalar mevcuttur. Abel ve arkadaşlarının yazısında geçen minimum temas plağı (MCP) bu tasarımlara bir örnektir. Minimum temas plağını (MCP) ile dinamik kompresyon plağı (DCP) ve sınırlı temas dinamik kompresyon plağı (LC-DCP) olmak üzere kabul edilmiş iki internal fiksasyon plağını karşılaştırmak için, dört noktalı bükme ve torsiyon testleri gerçekleştirilmiştir. Bu plak, kemik-plak alanını alt yüzey alanının yüzde 15'i kadar azaltmak üzere tasarlanmıştır (50). Bu plağın sunduğu önemli bir tasarım özelliği de, fiksasyon plağının yol açtığı kortikal kemik kan dolaşımı hasarını, MCP fiksasyonunun ardından kırık alanını temastan tamamen uzaklaştırarak en aza indirmesidir. Mekanik açıdan, MCP plağı klinik uygulama için yeterli katılığa ve dayanıma sahiptir, çünkü hem bükülmede hem de torsiyonel yükleme koşullarında en az yaygın olarak kullanılan plaklardan biri kadar katı ve güçlüdür (50). Bizim çalışmamızda kullandığımız plaklar kemik plak arasında herhangi bir boşluk bulunmadan vidalar eşit tork gücünde sıkılarak uygulanmıştır yani konvansiyonel plaklama tekniğine göre uygulanmıştır. Çalışmamızda plağın kemiğe teması söz konusudur, plak ile kemik arasında ki mesafenin stabilite üzerine etkisi ile ilgili bir parametre içermemektedir.

Öncelikli sorun plak altındaki stres yığılması ve osteoporoz değil, kaynamanın daha dengeli daha biyolojik bir gerilme altında olmasının sağlanmasıdır. Gelecekte yapılacak çalışmalarla temas yüzeyi stres dağılımı değil vadalarınplakla olan uyumu ile stres yığılmasının optimal düzenlenmesiyle özellikle kırık fragmanın medialinde yeterli stres yığılmasının optimizasyonu amaçlanmaktadır. Bu amaçla esas olan kırık medialinde ve lateralinde biyolojik optimal stresin analizi ve bu gerekli stresin ne az

ne de fazla verilmemesidir. Tüm bunlar dikkate alınırken fragmanların stabilizasyonu esastır.

LCP plaklar gibi yeni plaklama sistemlerinin cerrahlara kompresyon plaklaması ve kilitli plaklama yöntemlerini birleştirme şansı vermesi, iki tekniğin birleştirilmesi ile ne katı ne de göreceli stabilite sağlanabilmesi, yüksek boşluk streslerinin görüldüğü çevrelerin oluşturularak kaynamama riskini de taşımaktadır (22). Kombi vida deliği sayesinde her iki tekniğin birleştirilmesi yüksek boşluk stresleri oluşmasını sağlamaktadır. Kilitli vidalar plak kemik kontağını engelleyerek kompresyon plağı stabilitesinde gerekli plak kemik arası sürtünme kuvvetinin oluşumunu engeller ve kompresyon ile kırık boşluğu azaltılmasını engeller. Kompresyon kırık boşluğunu azaltırken kilitli plak kullanımı ile hareketi azaltmada plağın elastisitesi azaltır ve yüksek boşluk stresleri oluşturur (22). Egol ve arkadaşlarının bu durumlardan kaçınmak için önerileri şunlardır. Maksimal kırık kompresyonu kilitli vida uygulamasından önce yapılmalıdır ve plak tansiyon yüzde olmalıdır (22).

LCP plaklar kombi vida deliği sayesinde birçok uygulama çeşitliliği getirmiş olmasına rağmen özellikle MİPO uygulamaları için yoğun miktarda skopi kullanımını gerektirmektedir. Ülkemiz şartlarında birçok ameliyathane de skopi cihazı henüz ne yazık ki yoktur.

Çalışmamızda aksiyel yüklenme testlerinde aynı koşullar altında, aynı vida sayısı ile tespit edilmiş olan CMMP/KMHP plakların nötral plaklara göre bir miktar daha fazla yer değiştirme gösterdiğini gözlemledik. Ancak bu yer değişim miktarları istatistiksel anlamlı bir fark yaratmamıştır. Bu bulgu stabilite açısından bir kayıp olmadığına göstergesi olabilir. Ayrıca belirlediğimiz en yüksek yüklenme değeri olan 200 Newton güç miktarı tavukların ortalama ağırlıkları göz önünde bulundurulursa çok yüksek bir değerdir. Bazı deneklerin bu değere ulaşmadan kırılmaları beklediğimiz bir sonuç olarak karşımıza çıkmıştır. Nötral plaklarda ve CMMP/KMHP plaklarda en yüksek değer olan 200 Newton da gözle görülen bir deformasyon olmamıştır.

Yaptığımız üç nokta bükme testlerinde ilk 15 newton güçte bütün gruplar da benzer yer değiştirme değerleri gözlenmiş ve istatistiksel olarak fark görülmemiştir. Yük miktarındaki artışa bağlı olarak yer değiştirme miktarları artmıştır. Grupların ikili karşılaştırmalarında istatistiksel anlamlı fark çıkan iki grup arasındaki temel fark fiksasyon için kullanılan vida sayısıdır. İki gruptaki plaklarda nötral plaklardır.

Literatürde plaklar da kırık hattının iki yanın da kullanılan vida sayısının stabiliteyi etkilediği bilinmektedir (2, 3, 7, 13, 19).

Burma (torsiyon) testlerinde 2 Newton ve 4 Newton yüklenme değerlerinde 4 vidayla tespit edilen CMMP/KMHP grubu ile 6 vidayla tespit edilen nötral plak grubu arasında anlamlı bir fark ortaya çıkmıştır. Bu farkın yine bilindiği üzere kullanılan vida sayısından kaynaklandığı görülmektedir (49).

Çalışmamızda kullanılan CMMP/KMHP plağın tasarımcıları tarafından yapılan sonlu elaman analiz çalışmasında, fiksasyon vidaları arasında en yüksek Von-Mises gerilmesi distal fragmanı tutan proksimal vidada görülürken kontrol grubu olarak kullandıkları kompresyon plaklı sistemde fiksasyon vidaları arasında en yüksek Von-Mises gerilmesini proksimal fragmanı tutan distal vidada bulmuşlardır (27). Yaptığımız yüklenme testleri sırasında bazı kemiklerin kırıldığını gözlemledik. Yukarıdaki bulgularla karşılaştırdığımızda bizim çalışmamızda kırılan kemiklerin, kemiğin dayanım gücünü aşan yük değerlerinde vidalarda bir deformasyon olmadan benzer bölgelerden kırıldığını gözlemledik

Kemik kırıklarında başarılı kaynama sağlamak açısından, ideal fiksator katılığı ve dayanımı için evrensel olarak kabul edilmiş bir değerler toplamı yoktur. Ancak, fiksasyon güvenliği öncelikli önem taşır, dolayısıyla yeni bir fiksasyon cihazı tasarımı konvansiyonel modellerle karşılaştırılabilir düzeyde katılık ve dayanım sergiliyorsa, güvenli bir fiksasyon cihazı olarak kabul edilebilir. Bu çalışmada gerçekleştirilen mekanik testler de CMMP/KMHP'nin bu gereği yerine getirmede katkıda bulunduğu görülmektedir.

8. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Yeni tasarlanan ve özellikle aksiyel yüklenmelerde stabiliteden ödün vermemesi amaçlanan CMMP/KMHP plaklar özellikle aksiyel yüklenme altında en az nötral plaklar kadar stabildir.
2. CMMP/KMHP plağın modüler parçaları arasındaki yay sisteminin canlı organizma içinde nasıl davranacağı bilinmemektedir. Bu yüzden CMMP/KMHP plaklarla yapılan kontrollü canlı hayvan çalışmalarına ihtiyaç vardır.
3. CMMP/KMHP plaklarla yapılan bu çalışma hala kesin olmayan en ideal iyileşme için hareketlilik değerini bulabilmek için farklı temel bir çalışmadır.

9. KAYNAKLAR

1. Uhthoff, H. K., Poitras, P., Backman, D. S. Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments. *J Orthop Sci* 11: 118–126, 2006.
2. Canale, S. *Campbell's Operative Orthopedics Türkçe Baskısı*, 2699-2725, 2007.
3. Bucholz, R. W. H., James D.; Court-Brown, Charles M. *Rockwood & Green's Fractures in Adults*, 6th Edition, 227-245 2006.
4. Miclau, T., Martin, R. E. The evolution of modern plate osteosynthesis. *Injury* 28 Suppl 1: A3-6, 1997.
5. Perren, S. M. The concept of biological plating using the limited contact-dynamic compression plate (LC-DCP). Scientific background, design and application. *Injury* 22 Suppl 1: 1-41, 1991.
6. Perren, S. M. Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation. *Clin Orthop Relat Res*: 175–196, 1979.
7. Schatzker, J. T., M. *The Rationale of Operative Fracture Care Third Edition*, 3 Ed, 3-31, 2005.
8. Rüedi, T. M., WM. Kirik tedavisinde Ao kuralları, 139-233, 2001.
9. Perren, S. M., Russenberger, M., Steinemann, S., et al. A dynamic compression plate. *Acta Orthop Scand Suppl* 125: 31–41, 1969.
10. Allgower, M., Ehrensam, R., Ganz, R., et al. Clinical experience with a new compression plate "DCP". *Acta Orthop Scand Suppl* 125: 45–61, 1969.
11. Perren, S. M., Klaue, K., Pohler, O., et al. The limited contact dynamic compression plate (LC-DCP). *Arch Orthop Trauma Surg* 109: 304–310, 1990.
12. Tepic, S., Remiger, A. R., Morikawa, K., et al. Strength recovery in fractured sheep tibia treated with a plate or an internal fixator: an experimental study with a two-year follow-up. *J Orthop Trauma* 11: 14–23, 1997.
13. Wagner, M. General principles for the clinical use of the LCP. *Injury* 34 Suppl 2: B31–42, 2003.
14. Miller, D. L., Goswami, T. A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing. *Clin Biomech* (Bristol, Avon), 2007.

15. Perren, S. M. Backgrounds of the technology of internal fixators. *Injury* 34 Suppl 2: B1–3, 2003.
16. Gautier, E., Sommer, C. Guidelines for the clinical application of the LCP. *Injury* 34 Suppl 2: B63–76, 2003.
17. Frigg, R. Development of the Locking Compression Plate. *Injury* 34 Suppl 2: B6–10, 2003.
18. Uthoff, H. K., Boisvert, D., Finnegan, M. Cortical porosis under plates. Reaction to unloading or to necrosis? *J Bone Joint Surg Am* 76: 1507–1512, 1994.
19. Wiss, D. A. *Master Techniques in Orthopaedic Surgery: Fractures*, 2nd Edition, 2006.
20. Perren, S. M., Cordey, J., Rahn, B. A., et al. Early temporary porosis of bone induced by internal fixation implants. A reaction to necrosis, not to stress protection? *Clin Orthop Relat Res*: 139–151, 1988.
21. Perren, S. M. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *J Bone Joint Surg Br* 84: 1093–1110, 2002.
22. Egol, K. A., Kubiak, E. N., Fulkerson, E., et al. Biomechanics of locked plates and screws. *J Orthop Trauma* 18: 488–493, 2004.
23. Goesling, T., Frenk, A., Appenzeller, A., et al. LISS PLT: design, mechanical and biomechanical characteristics. *Injury* 34 Suppl 1: A11–15, 2003.
24. Skinner, H. *Current Ortopedi Güncel tanı ve Tedavi*, 2005.
25. Destan, H. Poly-L-Laktik Asit ve Shellac (Doğal Reçine)In Biyomekanik, Biyouyumluluk ve Biyoabzorbable Özelliklerinin Aaştırılması (Mekanik ve Deneysel Çalışma) Uzmanlık Tezi. 2005.
26. Ilizarov, G. A. Clinical application of the tension-stress effect for limb lengthening. *Clin Orthop Relat Res*: 8–26, 1990.
27. Oflaz, H. U., B. Doğruöz, İ.H. Havıçoğlu, H. Mikro harekete izn veren biyolojik plak. *Acta orthopaedica et traumatologica turcica* 41 Suppl. 3: 138, 2007.
28. Serway, R. A. B., R:J. İş ve Enerji. *Fen ve Mühendiler İçin Fizik*, 1995.
29. Aksakoğlu, G. *Sağlıkta Araştırma ve Çözümleme*, 222, 2006
30. Disegi, J. A., Eschbach, L. Stainless steel in bone surgery. *Injury* 31 Suppl 4: 2–6, 2000.

31. Gülşen, M. Proksimal femur periprostetik kırığına uygulanan farklı tespit yöntemlerinin aksiyel yüklenme altında değerlendirilmesi (biyomekanik çalışma). 2007.
32. Dilber, G. Periprostetik suprakondiler femur kırığına uygulanan farklı tespit yöntemlerinin aksiyel ve rotasyonel yüklenme altında değerlendirilmesi (biyomekanik çalışma). 2007.
33. Sağol, E. fragmanlar arasında kompresyon yapan yeni tasarımılanan vidanın biyomekanik değerlendirmesi ve diğer vidalarla karşılaştırılması (biyomekanik çalışma). 2006.
34. Reich, T., Gefen, A. Effect of trabecular bone loss on cortical strain rate during impact in an in vitro model of avian femur. *Biomedical engineering online* 5: 45, 2006.
35. Foux, A., Yeadon, A. J., Uthoff, H. K. Improved fracture healing with less rigid plates. A biomechanical study in dogs. *Clin Orthop Relat Res*: 232–245, 1997.
36. Noordeen, M. H., Lavy, C. B., Shergill, N. S., et al. Cyclical micromovement and fracture healing. *J Bone Joint Surg Br* 77: 645–648, 1995.
37. Kenwright, J., Richardson, J. B., Cunningham, J. L., et al. Axial movement and tibial fractures. A controlled randomised trial of treatment. *J Bone Joint Surg Br* 73: 654–659, 1991.
38. Kenwright, J., Goodship, A. E. Controlled mechanical stimulation in the treatment of tibial fractures. *Clin Orthop Relat Res*: 36–47, 1989.
39. Goodship, A. E., Kenwright, J. The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures. *J Bone Joint Surg Br* 67: 650–655, 1985.
40. Hofer, H. P., Wildburger, R., Szyszkowitz, R. Observations concerning different patterns of bone healing using the Point Contact Fixator (PC-Fix) as a new technique for fracture fixation. *Injury* 32 Suppl 2: B15–25, 2001.
41. Holmstrom, T., Paavolainen, P., Slatis, P., et al. Effect of compression on fracture healing. Plate fixation studied in rabbits. *Acta Orthop Scand* 57: 368–372, 1986.
42. Stoffel, K., Klaue, K., Perren, S. M. Functional load of plates in fracture fixation in vivo and its correlate in bone healing. *Injury* 31 Suppl 2: S-B37–50, 2000.
43. Klaue, K., Fengels, I., Perren, S. M. Long-term effects of plate osteosynthesis: comparison of four different plates. *Injury* 31 Suppl 2: S-B51–62, 2000.

44. Baumgaertel, F., Buhl, M., Rahn, B. A. Fracture healing in biological plate osteosynthesis. *Injury* 29 Suppl 3: C3–6, 1998.
45. Ganesh, V. K., Ramakrishna, K., Ghista, D. N. Biomechanics of bone-fracture fixation by stiffness-graded plates in comparison with stainless-steel plates. *Biomedical engineering online* 4: 46, 2005.
46. Sun, J., Abel, E. W., Rowley, D. I. Mechanical performance of an axially mobile plate for fracture fixation. *J Trauma* 44: 368–371, 1998.
47. Korkmaz, M., Ozturk, H., Bulut, O., et al. [The effect of definitive continuous distraction employed with the Ilizarov type external fixation system on fracture healing: an experimental rabbit model]. *Acta orthopaedica et traumatologica turcica* 39: 247–257, 2005.
48. Zhang, X., Bao, K., Dai, K. Stress-relaxation plates and the remodeling of callus and cortex under the plate in rabbits. *Chinese medical journal* 113: 805–809, 2000.
49. Stoffel, K., Dieter, U., Stachowiak, G., et al. Biomechanical testing of the LCP-- how can stability in locked internal fixators be controlled? *Injury* 34 Suppl 2: B11–19, 2003.
50. Abel, E. W., Sun, J. Mechanical evaluation of a new minimum-contact plate for internal fracture fixation. *J Orthop Trauma* 12: 382–386, 1998.