

**T.C.  
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**KIRIK TEDAVİSİNDE KULLANILAN PLAK-VİDA  
YÖNTEMİNDE ÇEŞİTLİ VİDA KOMBİNASYONLARININ  
İNCELENMESİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**RAMAZAN ÇAĞRI KUTLUBAY**

**DENİZLİ, OCAK - 2018**

**T.C.  
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**



**KIRIK TEDAVİSİNDE KULLANILAN PLAK-VİDA  
YÖNTEMİNDE ÇEŞİTLİ VİDA KOMBİNASYONLARININ  
İNCELENMESİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**RAMAZAN ÇAĞRI KUTLUBAY**

**DENİZLİ, OCAK - 2018**

## KABUL VE ONAY SAYFASI

**Ramazan Çağrı KUTLUBAY** tarafından hazırlanan “Kırık Tedavisinde Kullanılan Plak-Vida Yönteminde Çeşitli Vida Kombinasyonlarının İncelenmesi” adlı tez çalışmasının savunma sınavı 15.01.2018 tarihinde yapılmış olup aşağıda verilen jüri tarafından oy birliği / ~~oy çokluğu~~ ile Pamukkale Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makina Mühendisliği Anabilim Dalı Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

İmza

Danışman  
Prof. Dr. Tezcan ŞEKERCİOĞLU  
Pamukkale Üniversitesi

Üye  
Prof. Dr. Cemal MERAN  
Pamukkale Üniversitesi

Üye  
Yrd. Doç. Dr. Feridun KARAKOÇ  
Dumlupınar Üniversitesi

Pamukkale Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun  
31/01/2018 tarih ve 05/14.... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Prof. Dr. Uğur YÜCEL

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

**Bu tez çalışması Pamukkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi (PAUBAP) tarafından 2016-FEBE-038 nolu proje ile desteklenmiştir.**

**Bu tezin tasarımı, hazırlanması, yürütülmesi, araştırmalarının yapılması ve bulgularının analizlerinde bilimsel etiğe ve akademik kurallara özenle riayet edildiğini; bu çalışmanın doğrudan birincil ürünü olmayan bulguların, verilerin ve materyallerin bilimsel etiğe uygun olarak kaynak gösterildiğini ve alıntı yapılan çalışmalara atfedildiğine beyan ederim.**



**Ramazan ađrı KUTLUBAY**

## ÖZET

**KIRIK TEDAVİSİNDE KULLANILAN PLAK-VİDA YÖNTEMİNDE  
ÇEŞİTLİ VİDA KOMBİNASYONLARININ İNCELENMESİ  
YÜKSEK LİSANS TEZİ  
RAMAZAN ÇAĞRI KUTLUBAY  
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**(TEZ DANIŞMANI: PROF. DR. TEZCAN ŞEKERCİOĞLU)  
(EŞ DANIŞMAN: YRD. DOÇ. DR. ALİ ÇAĞDAŞ YÖRÜKOĞLU)  
DENİZLİ, OCAK - 2018**

Kırık kemiklerin tedavisinde geleneksel bir yöntem haline gelen plak-vida kullanımı üzerine daha rijit bir bağlantı elde etmek için çeşitli kombinasyon çalışmaları yapılmıştır. Bu tez kapsamında yapılan biyomekanik çalışmada, kombine delik özelliğine sahip LC-DCP plaklar ile vida kombinasyonu çalışması yapılmıştır. 3 farklı kombinasyonda kompresyon amaçlı kullanılan kilitsiz vida farklı deliklere yerleştirilerek, dinamik eğilme kuvveti altında, bağlantıların dayanımları incelenmiştir. Sonuç olarak kompresyon vidasının kırık hattından uzaklaştıkça plak, vida ve kemikten oluşan bağlantının dayanımının azaldığı görülmüştür. Ayrıca 3. Kombinasyondaki bütün bağlantılar, kemiğin kırılması sonucunda zarar gördüğü tespit edilmiştir.

**ANAHTAR KELİMELEER: Plak, Vida, Kemik, Biyomekanik, Kombinasyon, Kırık, LC-DCP**

## **ABSTRACT**

### **EXAMINATION OF VARIOUS SCREW COMBINATION AT PLATE AND SCREW METHODS USED IN THE TREATMENT OF FRACTURES**

**MSC THESIS**

**RAMAZAN AĐRI KUTLUBAY**

**PAMUKKALE UNIVERSITY INSTITUTE OF SCIENCE**

**MECHANICAL ENGINEERING**

**(SUPERVISOR: PROF. DR. TEZCAN ŞEKERCİOĞLU)**

**(CO-SUPERVISOR: ASSIST. PROF DR. ALİ AĐDAŐ YÖRÜKOĞLU)**

**DENİZLİ, JANUARY 2018**

Various combination studies have been carried out to obtain a more rigid joint on the use of plate-screws, which has become a traditional method in the treatment of broken bones. In the biomechanical study carried out within the scope of this thesis, the combination of screw and LC-DCP plates with combined hole properties was studied. The unlocked screw used for compression in 3 different combinations was placed in different holes and the strengths of the joints under dynamic bending force were investigated. As a result, as the distance from the fracture side of the compression screw increases, the resistance of the joint consisting of plate, screw and bone decreases. Furthermore, all connections in the 3rd combination were found to be damaged as a result of the fracture of the bone.

**KEYWORDS: Plate, Screw, Bone, Biomechanic, Combination, Fracture, LC-DCP**

# İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET.....	i
ABSTRACT .....	ii
İÇİNDEKİLER .....	iii
ŞEKİL LİSTESİ .....	iv
TABLO LİSTESİ .....	vi
SEMBOL LİSTESİ .....	vii
ÖNSÖZ.....	viii
<b>1. GİRİŞ.....</b>	<b>1</b>
1.1    Literatür Taraması .....	1
<b>2. ANATOMİK PLAKLARIN TARİHSEL GELİŞİMİ .....</b>	<b>16</b>
<b>3. MATERYAL VE METOD .....</b>	<b>31</b>
3.1    Deney Düzenegi .....	31
3.2    Torklu Tornavida.....	34
3.3    Anatomik Plak .....	34
3.4    Delme Klavuzu, Matkap Ucu ve Vidalar .....	35
3.5    Deney Numunelerinin Hazırlanması .....	36
3.6    Numunenin Deney Cihazına Bağlanması.....	43
<b>4. DENEYSEL ÇALIŞMALAR VE DEĞERLENDİRME .....</b>	<b>46</b>
4.1    1. Kombinasyon Numune Deney Sonuçları .....	46
4.1.1    Kombinasyon 1 Numune 1 .....	46
4.1.2    Kombinasyon 1 Numune 2 .....	48
4.1.3    Kombinasyon 1 Numune 3 .....	50
4.1.4    Kombinasyon 1 Numune 4 .....	52
4.1.5    1. Kombinasyon Ölçüm Değerleri .....	54
4.2    2. Kombinasyon Numune Deney Sonuçları .....	55
4.2.1    Kombinasyon 2 Numune 1 .....	55
4.2.2    Kombinasyon 2 Numune 2 .....	57
4.2.3    Kombinasyon 2 Numune 3 .....	59
4.2.4    Kombinasyon 2 Numune 4 .....	61
4.2.5    2. Kombinasyon Ölçüm Değerleri .....	63
4.3    3. Kombinasyon Numune Deney Sonuçları .....	64
4.3.1    Kombinasyon 3 Numune 1 .....	64
4.3.2    Kombinasyon 3 Numune 2 .....	66
4.3.3    Kombinasyon 3 Numune 3 .....	68
4.3.4    Kombinasyon 3 Numune 4 .....	70
4.3.5    3. Kombinasyon Ölçüm Değerleri .....	71
4.4    Kombinasyonlara Ait Ölçüm Değerlerinin Karşılaştırılması .....	72
<b>5. SONUÇ VE ÖNERİLER .....</b>	<b>74</b>
<b>6. KAYNAKLAR.....</b>	<b>76</b>



## ŞEKİL LİSTESİ

### Sayfa

Şekil 2.1: Hansmann'ın plağı (Bartonicek 2010). .....	17
Şekil 2.2: Lane'nin tasarladığı plak (Kılıçoğlu 2013). .....	17
Şekil 2.3: Lane'nin korozyona uğramış plağı (Tarr ve diğ. 1983). .....	17
Şekil 2.4: Steinbach'ın tasarladığı plağını kullandığı röntgen filmi (Kılıçoğlu 2013).....	18
Şekil 2.5: Lambotte'nin ürettiği plaklar (Kılıçoğlu 2013). .....	19
Şekil 2.6: Sherman'ın plağı (Bagby 1977). .....	19
Şekil 2.7: Souttar'ın plak fiksasyon çeşitleri (Kılıçoğlu 2013).....	20
Şekil 2.8: Townsed ve Gilfillan plağı (Bagby 1977). .....	21
Şekil 2.9: Eggers'in Plağı (Bagby 1977). .....	21
Şekil 2.10: Eggers'in plağının yapısal zayıflığı (Uhthoff ve diğ. 2006). .....	21
Şekil 2.11: Dannis'in Plağı, Coaptur (Hernigou ve Pariat 2016). .....	22
Şekil 2.12: Venable tarafından modifiye edilmiş plak (Hernigou ve Pariat 2016). .....	22
Şekil 2.13: Boreau ve Hermann gergi mekanizması (Bagby 1977).....	23
Şekil 2.14: Collision plağının modifiye edilmesi (Bagby 1978).....	23
Şekil 2.15: Müller'in gergi mekanizması (Uhthoff ve diğ. 2006). .....	24
Şekil 2.16: AO'nun dinamik kompresyon plağı (Uhthoff ve diğ. 2006). .....	25
Şekil 2.17: Wolter (Litos) Sistemi (Hernigou ve Pariat 2016). .....	25
Şekil 2.18: Zespol Sistemi (Hernigou ve Pariat 2016). .....	26
Şekil 2.19: DCP, LC-DCP ve PC-Fix Plakları (Schütz ve Südkamp 2003). ....	27
Şekil 2.20: Distal Femur İçin LISS Plağı (Frigg 2001). .....	28
Şekil 2.21: Surfıx Sistemi (Hernigou ve Pariat 2016). .....	29
Şekil 2.22: Schuhli kilitli somun sistemi (Hernigou ve Pariat 2016). .....	29
Şekil 2.23: LCP Plak (Frigg 2001).....	29
Şekil 3.1: Yeni deney düzeneği.....	31
Şekil 3.2: Kuvvet ölçüm sistemi ekranı. ....	32
Şekil 3.3: Vuruş sayısını ve deney süresini hesaplayan sistem.....	33
Şekil 3.4: Şartlandırıcı.....	33
Şekil 3.5: Torklu tornavida. ....	34
Şekil 3.6: LC-DCP plak. ....	34
Şekil 3.7: Kilitli ve kilitsiz vida. ....	35
Şekil 3.8: Matkap ucu. ....	35
Şekil 3.9: Delme klavuzu. ....	35
Şekil 3.10: Belirlenen kombinasyonlar. ....	36
Şekil 3.11: Deneylerde kullanılacak kemiklerden birkaç tanesi. ....	37
Şekil 3.12: Plak yerleşimi için ölçüm alma işlemi. ....	37
Şekil 3.13: Plak bükme işlemi.....	37
Şekil 3.14: Plak büküldükten sonra kemik üzerinde görünümü. ....	38
Şekil 3.15: Kemiğın kesilmesi işlemi.....	38
Şekil 3.16: Kemiğın kesilmesi işlemi bittikten sonraki görüntüsü. ....	39
Şekil 3.17: AO prensiplerine göre kompresyon yöntemi (Lorich ve Gardner 2007) .....	40
Şekil 3.18: Kilitli vida atılması için kemiğın delinmesi işlemi.....	40

Şekil 3.19: Kompresyon vidasının yerleştirilmesi. ....	40
Şekil 3.20: Hazırlanan numune. ....	41
Şekil 3.21: Weropress marka dış protezi akriliği. ....	41
Şekil 3.22: Kemiklerin metal kalıplara yerleştirilmesi işlemi. ....	42
Şekil 3.23: Kalıplama işlemi biten deney numunesi. ....	43
Şekil 3.24: Numunenin deney düzeneğine bağlanmış hali. ....	44
Şekil 3.25: Pistonun konumunun ayarlanması. ....	45
Şekil 4.1: Kombinasyon 1 Numune 1 deney öncesi görünümü. ....	46
Şekil 4.2: Kombinasyon 1 Numune 1 deney sonrası görünümü. ....	47
Şekil 4.3: Kombinasyon 1 Numune 2 deney öncesi görünümü. ....	48
Şekil 4.4: Kombinasyon 1 Numune 2 deney sonrası görüntüleri. ....	49
Şekil 4.5: Kombinasyon 1 Numune 3 deney öncesi görünümü. ....	50
Şekil 4.6: Kombinasyon 1 Numune 3 deney sonrası görüntüleri. ....	51
Şekil 4.7: Kombinasyon 1 Numune 4 deney öncesi görünümü. ....	52
Şekil 4.8: Kombinasyon 1 Numune 4 deney sonrası görüntüleri. ....	53
Şekil 4.9: 1. Kombinasyon ölçüm değerleri. ....	54
Şekil 4.10: Kombinasyon 2 Numune 1 deney öncesi görünümü. ....	55
Şekil 4.11: Kombinasyon 2 Numune 1 deney sonrası görüntüleri. ....	56
Şekil 4.12: Kombinasyon 2 Numune 2 deney öncesi görünümü. ....	57
Şekil 4.13: Kombinasyon 2 Numune 2 deney sonrası görüntüleri. ....	58
Şekil 4.14: Kombinasyon 2 Numune 3 deney öncesi görünümü. ....	59
Şekil 4.15: Kombinasyon 2 Numune 3 deney sonrası görüntüleri. ....	60
Şekil 4.16: Kombinasyon 2 Numune 4 deney öncesi görünümü. ....	61
Şekil 4.17: Kombinasyon 2 Numune 4 deney sonrası görüntüleri. ....	62
Şekil 4.18: 2. Kombinasyon ölçüm değerleri. ....	63
Şekil 4.19: Kombinasyon 3 Numune 1 deney öncesi görünümü. ....	64
Şekil 4.20: Kombinasyon 3 Numune 1 deney sonrası görüntüleri. ....	65
Şekil 4.21: Kombinasyon 3 Numune 2 deney öncesi görünümü. ....	66
Şekil 4.22: Kombinasyon 3 Numune 2 deney sonrası görüntüleri. ....	67
Şekil 4.23: Kombinasyon 3 Numune 3 deney öncesi görünümü. ....	68
Şekil 4.24: Kombinasyon 3 Numune 3 deney sonrası görüntüleri. ....	69
Şekil 4.25: Kombinasyon 3 Numune 4 deney öncesi görünümü. ....	70
Şekil 4.26: Kombinasyon 3 Numune 4 deney sonrası görünümü. ....	71
Şekil 4.27: 3. Kombinasyon ölçüm değerleri. ....	71
Şekil 4.28: Kombinasyonlara ait ölçüm değerlerinin karşılaştırılması. ....	72

## TABLO LİSTESİ

### Sayfa

Tablo 4.1: Kombinasyon 1 Numune 1 kontrol sonuçları.....	47
Tablo 4.2: Kombinasyon 1 Numune 2 kontrol sonuçları.....	49
Tablo 4.3: Kombinasyon 1 Numune 3 kontrol sonuçları.....	50
Tablo 4.4: Kombinasyon 1 Numune 4 kontrol sonuçları.....	52
Tablo 4.5: Kombinasyon 2 Numune 1 kontrol sonuçları.....	56
Tablo 4.6: Kombinasyon 2 Numune 2 kontrol sonuçları.....	57
Tablo 4.7: Kombinasyon 2 Numune 3 kontrol sonuçları.....	59
Tablo 4.8: Kombinasyon 2 Numune 4 kontrol sonuçları.....	61
Tablo 4.9: Kombinasyon 3 Numune 1 kontrol sonuçları.....	64
Tablo 4.10: Kombinasyon 3 Numune 2 kontrol sonuçları.....	66
Tablo 4.11: Kombinasyon 3 Numune 3 kontrol sonuçları.....	68
Tablo 4.12: Kombinasyon 3 Numune 4 kontrol sonuçları.....	70

## SEMBOL LİSTESİ

**N:** Yük Tekrar Sayısı

**F:** Uygulanan Yük, kgf

**AO:** Kırıkların Tespiti İçin Çalışma Grubu (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen)

**DCP:** Dinamik Kompresyon Plağı (Dynamic Compression Plate)

**LCP:** Kilitli Kompresyon Plağı (Locking Compression Plate)

**LC-DCP:** Sınırlı Temaslı Dinamik Kompresyon Plağı (Limited Contact-Dynamic Compression Plate)

**CF-PEEK:** Karbon Fiber İle Kuvvetlendirilmiş Polietereterketon Kompozit (Carbon Fiber/Polyetheretherketone)

**PC-Fix:** Nokta Temaslı Fiksator (Point Contact Fixator)

**LISS:** Daha Az Müdahale Eden Stabilizasyon Sistemi (Less Invasive Stabilization System)

**N:** Newton

**Nm:** Newtonmetre

**kg:** Kilogram

**° C:** Santigrat

**mm:** Milimetre

**min:** Dakika

## ÖNSÖZ

Bu tez çalışması kapsamında desteklerini, bilgilerini ve tecrübelerini hiçbir zaman benden esirgemeyen, akademik hayatıma ışık tutarak ilerlememi sağlayan, gece, gündüz ve tatil demeden beraber çalıştığımız hocalarım Sayın Prof. Dr. Tezcan ŞEKERCİOĞLU ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Ali Çağdaş YÖRÜKOĞLU'na, çalışma ve günlük hayatımda her zaman yanımda olan, yorulduğum zamanlarda yetişerek bana destek çıkan, iyi günümde ve kötü günümde gülen yüzlerine baktığımda bana yaşam sevinci veren aileme, akademik hayatıma değer katan Sayın Prof. Dr. Osman Nuri AĞDAĞ, Kale Meslek Yüksekokulu, Mühendislik Fakültesi ve Teknoloji Fakültesi hocalarıma ve mesai arkadaşlarıma teşekkürü bir borç bilir ve şükranlarımı sunarım.

# 1. GİRİŞ

Kemik vücudumuzda desteği sağlayan en önemli elemandır. İskelet sistemimizi oluşturan kemik türleri uzun, kısa ve yassı kemikler olmak üzere yetişkin bir insan 206 adet kemiğe sahip iken yeni doğan bir bebekte yaklaşık 350 adet kemik bulunmaktadır. Kemikler dayanıklı bir yapıya sahip olmasına rağmen kemiğe gelen sıkışma, bükülme, burkulma vb. kuvvetler nedeniyle kemik kırılabilir. Günümüzde düşme, çarpma, burkulma, kemiksel rahatsızlıklar, kesici-delici alet yaralanması vb. nedenlerden dolayı çok sayıda kemik kırılması vakasıyla karşılaşılmaktadır. Bu vakalar eksternal ve internal yöntemlerle tedavi edilmektedir.

Kırık çeşitliliğine bağlı olarak internal ve eksternal tespit yöntemleri bulunmaktadır. Kırık tedavisinde kullanılan internal tespit yöntemlerinden bir tanesi plak-vida yöntemidir. Plak-vida yönteminde vida sayısı, vida türü, vida yoğunluğu, vida konumu, kırık türü, plak türü, plak uzunluğu vb. gibi birçok faktör bulunmaktadır. Bu faktörler üzerinde teorik, deneysel ve bilgisayar ortamında birçok çalışma yapılarak hastaların iyileşme sürecinde daha etkin ve daha sağlıklı bir şekilde sağlıklarına kavuşması hedeflenmektedir.

Bu tez çalışmasında, kombine delik özelliğine sahip LC-DCP plaklar kullanılarak belirlenen vida kombinasyonları deneye tabi tutularak plak, vida ve kemikten oluşan konstrüksiyonlarda en uygun yapı belirlenmeye çalışılmıştır.

## 1.1 Literatür Taraması

Törnkvist ve diğ. (1996) yaptığı çalışmada plak fiksasyonu dayanımının vida sayısı ve vida aralığı ile olan ilişkisini araştırmışlardır. Altı konfigürasyon test edilmiştir. 1., 2. ve 3. delikte vida bulunanlar (a grubu), 1. ve 3. delikte vida bulunanlar (b grubu), 1. ve 4. delikte vida bulunanlar (c grubu), 1. ve 5. delikte vida bulunanlar (d grubu), 1. ve 6. delikte vida bulunanlar (e grubu) ve 1., 3. ve 5. delikte vida bulunanlar (f grubu) olacak şekilde konfigürasyonlar belirlenmiştir. Yapılan kiriş eğme ve dört nokta eğme testlerinde yapılar, kapalı kırık boşluğu ve açık kırık

boşluğu modellerinde denenmiştir. Ayrıca numuneler burulma testine de tabi tutulmuştur. Hazırlanan konfigürasyonlardan a grubu diğer gruplarla karşılaştırılmıştır. Kiriş eğme testinde (kapalı kırık boşluğu ve açık kırık boşluğu modelinde) a grubu, b grubundan güçlü, c grubu kadar güçlü fakat geniş vida aralıklarına sahip gruplardan daha zayıf çıkmıştır. Dört nokta eğme testinde (açık kırık boşluğu modelinde) a grubu, b grubundan güçlü fakat geniş vida aralıklarına sahip gruplardan daha zayıf çıkmıştır. Dört nokta eğme testinde (kapalı kırık boşluğu modelinde) a grubu, b ve c grubundan güçlü fakat diğer gruplardan daha zayıf çıkmıştır. Burulma dayanımı belirli genişlikteki plaklarda, vida atılma düzeninden bağımsız olup, kullanılan vida sayına bağlı olduğu bulunmuştur.

Field ve diğ. (1999) yaptığı çalışmada kadavra kemiklerine uygulanan kemik-plak uygulamalarındaki kemik yüzeyinin gerilmesine ve yapı dayanımına, vida sayısının azaltılmasının etkilerini araştırmışlardır. Çalışmanın amacı, kemik birleşmesinin meydana gelmesinde kallus oluşumunun uyarılması olarak belirlenmiştir. Yapılan çalışma, kadavra kemiklerine uygulanan kemik-plak uygulamalarında simetrik olarak vida sayısının azaltılmasının yapı dayanımı ve kemik yüzey gerginliğine etkilerini açıklamaktadır. Vida sayısının eksiltilmesi ile ilgili konfigürasyonlar sağlam kemikte ve osteotomize edilmiş kemiklerde değerlendirilmiştir. Hazırlanan konfigürasyonlar ilk olarak sağlam kemik için uygulanmıştır ve daha sonra osteotomi yapılmış kemikler için uygulanmıştır. Vida deliklerinin delinmesi ve kılavuz çekilmesini takiben daha önceden belirlenmiş gerinim ölçer noktalarına siyanoakrilat yapıştırıcı ile kemik eksenine paralel olacak şekilde gerinim ölçerler yapıştırılmıştır ve dört nokta eğme testleri yapılp elde edilen veriler kaydedilmiştir. Burulma testi içinde aynı sabitleme metotları uygulanmış olup gerinim ölçerler kemiğin uzunlamasına olan eksene  $45^0$  açı ile yerleştirilmiştir ve deneyler sonucu elde edilen veriler kayıt altına alınmıştır. Kemik-plak uygulamaları için belirlenmiş vida sayısı azaltma konfigürasyonları dayanımı önemli derecede etkilemez iken kemik yüzeyi gerginliği artmıştır. Belli bir kemik-plak yapısı için belirlenmiş modellerde vida sayısının azaltılması “biyolojik sabitleme” kriterlerini karşılayacağı sonucuna varılmıştır. Bir plak-kemik uygulamasında vida sayısının tamamının %40'ının azaltılması yapısal dayanım üzerinde belirgin bir zararı olmadığı kanısına varılmıştır.

Gautier ve diğ. (2000) yaptığı çalışmada bir plak osteosentezinin rijitliğine, plak pozisyonunun eğilme yönüne göre etkisini teorik olarak araştırmışlardır. Rijitliği hesaplamak için, koyun tibiasına benzer mekanik özelliklere sahip bir silindirik kemik modeli ve çelik veya titanyum elastisite modülüne sahip DCP plağa denk gelen dikdörtgen kesitli levha kullanılmıştır. Lineer eğilme teorisi ve kompozit kiriş teorisi kanunlarına uyarak farklı eğilme yönlerinde hesaplar yapılmıştır. Plak-kemik ara yüzünde herhangi bir hareketin gerçekleşmeyeceği kabul edilmiştir. Bu teorik analiz kompozit plak-kemik kirişinin büküm sertliğinin, plağın ve kemiğin mekanik özelliklerine ve bükme yönüne göre plağın konumuna bağlı olduğunu göstermektedir. Eğilme momenti plağın atalet momentinin ana eksen yönünde hareket ettiğinde kompozit kemik-plak kirişinin eğilme rijitliği iki sınır değere ulaştığı görülmüştür. Plak en büyük ölçüsüne doğru büküldüğünde, plak tek başına en yüksek bükülme dayanıma ulaştığı fakat kompozit kirişin, nötr ekseninde herhangi bir kayma olmadığından, düşük eğilme dayanımına ulaştığı görülmüştür. Plak en küçük ölçüsüne doğru büküldüğünde, nötr eksenin maksimum kaymasından dolayı, plak tek başına en düşük eğilme dayanımına, kompozit kiriş en yüksek eğilme dayanımına ulaştığı gözlemlenmiştir. Eğik bükülmede, yani eğilme momentinin plağın ana atalet eksen yönünde etki göstermediği durumda, dayanım açıklanan minimum ve maksimum değerler arasında bulunmuştur.

Ellis ve diğ. (2001) yılında yaptığı çalışmada vida pozisyonlarının, dinamik kompresyon plağındaki gerilmelere etkisini araştırmıştır. Bu araştırmada üç kırık modelindeki plak gerilmesine çeşitli vida pozisyonlarının etkisi değerlendirilmiştir. Ölçüm yapmak için plağa on sekiz adet dikdörtgen gerinim ölçer yerleştirilmiştir. Az boşluklu, çok boşluklu ve boşluksuz olmak üzere üç farklı model oluşturulmuştur. Bu modellere statik olarak 600 N kuvvet ile kompresyon yüklemesi yapılmıştır. Boşluklu modellerdeki maksimum plak gerilmesi, vidaların kırık boşluğundan uzağa yerleştirilmesi durumu ile karşılaştırıldığında kırık boşluğuna yakın yerleştirilen vida durumunda en düşük seviyede bulunmuştur. Boşluksuz modelde osteotomi alanından uzağa yerleştirilen vidalarda, vidaların yakın veya aralıklı yerleştirilmesi durumuna göre daha düşük gerilmeler elde edilmiştir. Bütün durumlarda maksimum plak gerilmesi en merkezi vida deliklerine bitişik yerlerde meydana gelmiştir ve plak uzunluğu boyunca hızla dağılmıştır.



ElMaraghy ve diğ. (2001) yaptığı çalışmada diafizel kırıkların plak ile fiksasyonundaki dayanımına, kortikal vidaların sayısının etkisini araştırmışlardır ve çalışmanın amacı olarak bu konu belirlenmiştir. Köpeklerden alınan her çift radius kemiğinden bir tanesine işlem yapılmadan kontrol amaçlı olarak sağlam bir şekilde teste tabi tutulmuş ve diğer eşi ise kırığın her iki tarafında 5-10 korteks vida ile fikse edilerek osteotomi işlemi yapılmıştır. 7 çift radius kemiğinin her biri için 3,5 mm dinamik kompresyon plağı (DCP) ve 3,5 mm sınırlı temaslı dinamik kompresyon plağı (LC-DCP) 2 grup olarak kullanılmıştır. Standartlaştırılmış burulma dayanımı ve dört nokta eğme dayanımı, kontrol amaçlı kullanılan ve plak bağlanan her iki grupta test makinesi kullanılarak elastik bölge içerisinde belirlenmiştir. Plakla sabitlenmiş hiçbir yapı, donanım veya kemik kırılması, vida gevşemesi veya plak bükülmesi gibi sebeplerle hasara uğramamıştır. Her ne kadar LC-DCP plak, DCP plağa göre daha düşük değerlere sahip olsa da burulma ve eğilme dayanımı açısından LC-DCP plak ile DCP plak arasında ciddi bir fark bulunamamıştır. DCP ve LC-DCP grupları için kortikal vidaların sayısı arttıkça burulma dayanımı kademeli olarak artmaktadır. Belirli bir uzunluğa sahip her iki plak, sona yerleştirilen tek korteks vida ile burulma dayanımı belirgin bir şekilde artmıştır. DCP ve LC-DCP gruplarda eğilme dayanımı, artan vida sayısı ile kademeli olarak artış göstermiştir. Eğilme düzlemine dik açılı plak ile eğilme stabilitesi, kısa plaklı yapılarda dahi, sağlam kemiğe göre daha yüksek bir dayanıma sahip olduğu görülmüştür.

Sanders ve diğ. (2002) yaptığı çalışmada, vida sayısının ve plak uzunluğunun biyomekanik etkileri araştırılmıştır. Çalışmanın amacı olarak, minimum vidaya sahip uzun plakların, maksimum vidaya sahip standart kompresyon plaklarının fiksasyonuna eşdeğer veya daha üstün olduğu hipotezini test etmek olarak belirlenmiştir. Bu hipotezin test edilmesi sırasında kadavralardan alınan ulna kemiklerine osteotomi uygulamak suretiyle 5 farklı deney grubu oluşturulmuştur. Osteotomi uygulanan bu kemiklerde, en dıştaki deliklere 2 vida ve en içteki deliklere 2 vida yerleştirilerek, 6,8 ve 10 delikli plakların stabilizasyonu gerçekleştirilmiştir. Daha sonra 6 vida kullanılmış 6 delikli plaklarla karşılaştırılmıştır. Numunelere, apeks-dorsal ve medial-lateral bükme modlarında, dört nokta eğme testi uygulanmıştır. Sonuç olarak minimum vidaya sahip bütün uzun plaklar, 6 vida yerleştirilmiş 6 delikli plaklara göre daha güçlü olduğu ortaya çıkmıştır. Ancak 4 vidaya sahip 8 delikli plak, istatistiksel olarak tamamen yüklenmiş 6 delikli plağa yakın

çıkılmıştır. Fiksasyon dayanımında konfigürasyonlar arasında hiçbir istatistiksel fark bulunamamıştır.

Stoffel ve diğ. (2003) yılında yaptığı çalışmada kilitli iç fiksatorlerde stabilitenin nasıl kontrol edileceğini, LCP plağın biyomekanik testi vasıtasıyla araştırmışlardır. Bu çalışmanın amacı, laboratuvar ortamında sonlu elemanlar metodu analizi ile iç fiksator olarak görev yapan LCP gibi temassız plağın, taşıyıcı kemikler üzerinde klinik kullanım için tatminkâr stabiliteyi sağlayabildiğini araştırmaktır. Mekanik testler için 56 adet homojen kompozit silindir ve 8 veya 12 delikli LCP plaklar kullanılmıştır. İşlem yapılmamış ve stabilize edilmiş kemikler için statik testler belirlenmiştir. Burulma testleri sırasında, tibia kemiği, uç kısmından burulma kuvveti uygulanarak rijitliği hesaplanmıştır. Aksiyel bası altında statik ve dinamik yorulma testleri gerçekleştirilerek kırık boşluğu arasındaki ilişki ve çalışma alanı uzunluğu değerlendirilmiştir. Sonlu elemanlar metodu ile gerçekleştirilen analizde farklı vida konfigürasyonlarına sahip 3 boyutlu silindirlere LCP plaklar takılarak lineer analiz yapılmıştır. Aksiyel dayanım ve burulma rijitliği işlem görmemiş silindire göre %90'dan daha fazla azaldığı gözlemlenmiştir. Çalışma uzunluğunun aksiyel dayanım ve burulma rijitliğini etkileyen en önemli faktör olduğu görülmüştür. Kırık alanının yakınında bir vida deliğinin eksikliği sırasıya %64 ve %36 oranında aksiyel dayanım ve burulma rijitliğini azaltmıştır. Hem aksiyel dayanım hem de burulma rijitliğini boşa kalan her vida deliği stabiliteyi %10 azaltmıştır. Kırığın her iki tarafına yerleştirilmiş olan 3 adet vida aksiyel dayanımı az miktarda artırmış olup, 4 vida torsiyonel rijitliği artırmamıştır. Kırığın her iki yanındaki üçüncü vidanın pozisyonu, aksiyel dayanımı önemli derecede etkilemiştir. Bu vidanın kırık bölgesine doğru yerleştirilmesi aksiyel bası yönünden daha dayanıklı hale getirmiştir. Bununla birlikte burulma rijitliği ortaya yerleştirilen vidanın pozisyonundan etkilenmemiştir. Kemik ve plak arasındaki mesafenin artırılması ve kısa plak, aksiyel dayanımı ve burulma rijitliğini düşürmüştür.

Stoffel ve diğ. (2004) yılında yaptığı çalışmada sentetik kemik test ortamında, plak sonuna atılan eğik vidaların fiksasyon dayanımını artırdığına dair hipotezi araştırmışlardır. Bu çalışmada paslanmaz çelikten imal edilmiş, 4,5 mm kalınlığında LC-DCP dar plaklar kullanılmıştır. Plaklar, poliüretan köpükten yapılmış homojen bloklara, 4,5 mm kortikal vidaların yerleştirilmesiyle sabitlenmiştir. Plak sonundaki

delikler, özel olarak dizayn edilmiş bir delme aparatıyla 30<sup>0</sup> eğik delinmiştir. Yapılar, kırık boşluğu olmayan konsol eğilme ve burulma testlerine tabii tutulmuştur. Plak sonuna atılmış olan eğik vida bütün testlerde fiksasyon dayanımını yükseltmiştir. Bununla birlikte kısa plaklarda ve kırık alanına yakın vida atımı olmayan yapılarda, farkın daha belirgin olduğu görülmüştür. Uzun plakların kullanılması ve köprüleme uzunluğunun artırılması, daha yüksek kompresyon yüklerine dayanabilecek ölçüde güçlü yapılar üretmiştir. Burulma yüklemesinde fiksasyon dayanımının esasen vida sayısına bağlı olduğu görülmüştür.

Ahmad ve diğ. (2007) yılında yaptığı çalışmada kemik ve implant arasındaki uzaklığın, yapı stabilitesini ne zaman önemli ölçüde düşürdüğünü, kilitli plakların biyomekanik test yöntemiyle araştırmışlardır. Bu çalışmada humerus kemiğinde diafiz kırığı simule edilerek, kemik ve implant arasındaki mesafenin artırılıp, kilitli kompresyon plağın mekanik stabilitesi araştırılması amaçlanmıştır. Kemik ve implant arasındaki mesafenin artması aksiyel dayanımı düşürdüğü gözlemlenmiştir. Statik burulma testi sırasında 5 mm mesafedeki numunelerde uygulanan herhangi bir burulma kuvveti artan bir rotasyonel deformasyona sebep olmuştur. Dinamik burulma ve bası testlerinde DCP plakların kullanıldığı numunelerde konstrüksiyon hasara uğramamış ve küçük yer değiştirmeler meydana gelmiştir. Kemiğe temas eden implant modelinde ve kemik ile implant arasındaki mesafenin 2 mm olduğu modelde benzer durum ortaya çıkmıştır. Ancak mesafenin 5 mm olduğu modelde, herhangi bir kuvvet uygulandığında önemli ölçüde yer değiştirme meydana geldiği gözlemlenmiştir.

Bekler ve diğ. (2008) yılında yaptığı çalışmada osteoporotik kemikte kilitli plak ve açılı vida kullanımının, stabilizasyonun dayanıklılığına katkısını araştırmışlardır. Bu çalışmada osteoporotik hastalarda, vida konfigürasyonunun ve geometrilerinin değiştirilmesiyle, stabilizasyon dayanıklılığını artırmak amaçlanmıştır. Vidalama açıları farklı dört konfigürasyon belirlenmiştir ve her konfigürasyon için 10 plak kullanılmıştır. Bu plakların her birine çapı 3 mm olacak şekilde 15 mm aralıkla 2 delik açılmıştır ve 3,2 mm kılavuzla dış çekilmiştir. Test için plaklar poliüretan köpükten yapılmış osteoporotik kemik modellerine sabitlenmiştir. Hazırlanan numunelere, test cihazında, aksiyel sıyrılma testi uygulanmıştır. Ortalama sıyrılma direnci en yüksek olarak, vidaların 15<sup>0</sup> diverjan

atıldığı C grubunda (83,3 N/mm) ve 30<sup>0</sup> diverjan atıldığı D grubunda (80,8 N/mm) olduğu görülmüştür. Vidaların 15<sup>0</sup> konverjan atıldığı B grubunda sıyrılma direnci ortalama 72 N/mm olarak ve vidaların 0<sup>0</sup> paralel atıldığı A grubunda sıyrılma direnci ortalama 66,7 N/mm olarak bulunmuştur.

Oh ve diğ. (2010) yaptığı çalışmada sonlu elemanlar metodu ile kırık boşluğunun, kompresyon plaklar ile yapılan fiksasyonlardaki stabiliteye etkisini araştırmışlardır. Mekanik test için 4 farklı model oluşturulmuştur. Dört nokta eğme testi, gerçekleştirilmiş olup elde edilen veriler, sonlu elemanlar metodu ile yapılmış testlerden elde edilen veriler ile karşılaştırılmıştır. Sonlu elemanlar metodunda kontrol numunesi dâhil, ideal bir şekilde kompresyon yapılmış (0 mm / %0) 9 farklı model dayanım açısından karşılaştırılmıştır. Sonlu elemanlar metodunda test yöntemi olarak aksiyel bası, burulma ve dört nokta eğme testleri yapılmıştır. En uç Von Mises değerleri değerlendirilmiştir. Dayanımın düşmesi esas olarak kemikteki kusurun derinliğine bağlı olduğu bulunmuştur. Dayanımda ki azalma, aynı miktardaki kusurlu ve farklı kırık boşluğuna sahip olan modellerde benzer çıkmıştır. Ayrıca plakta aşırı gerilme yoğunluğu önlemek için kırık yüzeylerinde % 50'den fazla temasın zorunlu olduğu görülmüştür.

Freeman ve diğ. (2010) yılında yaptıkları çalışmada osteoporotik kemiklerde hibrit plakların sabitlenmesinde ne kadar kilitli vida eklenmesi gerektiği hakkında çalışma yapmışlardır. Çalışmanın amacı osteoporotik kemik modellerinde kullanılacak olan hibrit plak yapısının mekanik özelliklerine, vida sayısının ve konumunun etkisini tespit etmek olarak belirlemişlerdir. Bu çalışmada osteoporotik kemiklerde kullanılan hibrit plak yapılarının yorulma dayanımını artıracak 2 önemli sonuç çıkarılmıştır. 1. Sonuç olarak kırık parçasında 4 ve üzeri vida kullanıldığı durumlarda bunlardan en az 3 tanesinin kilitli vida olması gerektiği ve 2. Sonuç olarak kilitli vidaları, kilitsiz vidaların arasında kırığa en yakın yere yerleştirilmesi gerektiği belirlenmiştir.

Hak ve diğ. (2010) yaptığı çalışmada osteoporotik kol kemiği şaft kırıklarında kullanılan kilitli plak fiksasyonunda her parça için 2 kilitli vidanın yeterliliği hakkında çalışma yapmışlardır. Yazarlar çalışmanın amacı olarak kadavradan alınmış olan humerus kemiğinde boşluklu kırık modeli oluşturularak 2 kilitli vidaya karşı 3 kilitli vidanın biomekanik davranışlarının karşılaştırılması olarak belirlemişlerdir.

Parça başına 2 vida kullanılan grup ile parça başına 3 vida kullanılan grup arasında rijitlik açısından önemli bir fark bulunamamıştır. Hasara uğratan tepe burulma değeri 4 vidalı yapıda 6 vidalı yapıya göre daha yüksek çıkmıştır. Sonuç olarak kilitli plakta üçüncü bir vidanın eklenmesi aksiyel yüklemde, eğilmede ve burulmada mekanik stabiliteye katkıda bulunmamıştır. Hasar testinde üçüncü bir vidanın eklenmesi, yapının hasara uğraması için gerekli olan yük miktarını düşürmüştür.

MacLeod ve diğ. (2012) yaptığı çalışmada çeşitli vida kombinasyonlarının, kilitli plakların mekanik tepkileri üzerindeki etkilerini araştırmıştır. Sağlıklı ve osteoporotik kemiklerde, tibia diafiz kırığının sonlu elemanlar modeli geliştirilmiştir. Anizotropik ve heterojen kemik metallerin özellikleri uygulanmıştır. 6 çeşit simetrik vida kombinasyonu oluşturulmuştur. Çalışma için kırık boşluğu olarak 20 mm seçilmiştir. Bu çalışmada vida konfigürasyonlarının aksiyel dayanıklılığı, 1000 N yüklemde kırık boşluğunun maksimum yer değiştirmesi kullanılarak, hesaplanmıştır. Yapı dayanıklılığına etki eden en önemli faktörün çalışma mesafesi olduğu görülmüştür. Ayrıca yaşlı kemiklerde kullanılan benzer vida konfigürasyonlarının daha yüksek gerilme ürettiği görülmüştür. Daha fazla vida eklenmesi, vida delikleri etrafındaki gerilmeyi düşürdüğü ancak yapı dayanıklılığının aşırı derecede artırılmamasına özen gösterilmesi gerektiği söylenmiştir.

Grawe ve diğ. (2012) yaptığı çalışmada kırık fiksasyonunda, iki adet kilitli vida kullanılması ile üç adet kilitsiz vida kullanımını karşılaştırmıştır. Çalışmanın amacı sentetik normal ve sentetik osteoporotik kemik modellerinde iki adet kilitli vidaya karşı üç adet çift korteks standart vidanın biyomekanik karakteristiklerini değerlendirmek olarak belirlenmiştir. Dinamik eksantrik aksiyel yüklem ve dinamik torsiyonel yüklem ile dayanım, maksimum yer değiştirme, hasar tipi ve hasar için kaç tekrara uğradığı kayıt altına alınmıştır. Eksantrik aksiyel yüklemde normal yoğunluklu kemiklerde kullanılan kilitli yapılarda kilitsiz yapılara göre hasar için daha az tekrar sayısı görülmüştür. Ancak hasar için maksimum yüklemde ve maksimum yer değiştirmede önemli bir fark görülmemiştir. Osteoporotik kemiklerdeki kilitli plaklar daha az yer değiştirme göstermiştir fakat dinamik aksiyel yüklemde hasar için tekrar sayısında ve hasar için maksimum yüklemde önemli bir fark bulunamamıştır. Burulma testinde normal kemiklerdeki kilitli yapıların daha düşük dayanıma sahip olduğu görülmüştür fakat açılma yer değiştirmede önemli bir

fark bulunmamıştır. Osteoporotik kemiklerdeki kilitli yapılarda daha düşük tork ve rotasyon gözlemlenmiştir fakat burulma testi sırasında dayanım için önemli bir fark bulunamamıştır.

Nassiri ve diğ. (2013) yaptığı çalışmada uzun kemiklerin, kilitli plak ile yapılan fiksasyonunda ki hasar riskinin nasıl düşürüleceği araştırılmıştır. Yapılan çalışmada mekanik stabilitenin ve implant hasar riskinin, en iyi nasıl kontrol edilebileceğini bulmak amaçlanmıştır. Deney sonuçları ile doğruluğu kabul edildikten sonra, uzun kemiklerde kilitli plak ile sabitlenmiş transvers kırığın biyomekaniğini simüle etmek ve analiz etmek için silindire bağlı bir LCP plağın sonlu elemanlar modeli geliştirilmiştir. Kırık bölgesinde mekanik koşulları etkileyen faktörler, interfragmenter hareket ve implant hasarları incelenmiştir. Kompresyonda stabiliteyi etkileyen birçok faktör görülmüştür. Fiksasyondan sonra artan yerdeğiştirme ve/veya kırılma açısı, yapı stabilitesini düşürmüştür. Ayrıca aksiyel dayanım, çalışma uzunluğu ve plak-kemik mesafesinden etkilenmiştir. Kuvvet uygulanması sırasında kemik teması oluşmadığı için kırık boşluğunun yapı stabilitesine hiçbir etkisi olmamıştır. LCP plağın gerilme analizi, maksimum Von-Mises gerilmelerinin iç kısımlardaki vidaların baş kısmındaki bağlantılarda oluştuğunu göstermiştir.

Luo ve diğ. (2014) yaptığı çalışmada tibia medial açık osteotomisine, plak alanının ve kilitli vidaların biyomekanik etkileri araştırılmıştır. Bir erkek hastanın sağ dizi bilgisayarlı tomografi ile taranmıştır. Elde edilen tarama katı modele çevrilmiştir ve medial tarafta bir boşluk oluşturulmuştur. 2 adet  $\pi$  şekilli plak dizayn edilmiş olup kilitli ve kilitsiz vidaların kullanılmasıyla 8 adet varyasyon oluşturulmuştur. Oluşturulan yapılar sonlu elemanlar programında, cerrahi ve fizyolojik yüklere maruz bırakılmıştır ve bu varyasyonlarda, kırık mikro hareketlerini ve implant gerilmelerini karşılaştırmak için implant hasarı, yapı stabilitesi ve distal plakta kuvvet transferi mekanizmasını gösteren, 3 gösterge seçilmiştir. Bu çalışma, 2 ayaklı bir tasarım olan  $\pi$  plağının, implant gerilmelerini etkili bir şekilde azaltmak için bir kuvvet çifti mekanizması oluşturabileceğini göstermiştir. Kilitli vidaların kullanılması vida ve delik gerilmelerini önemli ölçüde azaltmaktadır. Ancak uzatılmış plaklar, kırık üzerindeki vidalarda ve deliklerde gerilmeleri azaltmış olup

distal vidalarda ve deliklerde gerilme daha çok artmıştır. Kırığın mikro hareketleri, kilitli vidalar yerine plağın uzatılmasından etkilenmiştir.

Lee ve diğ. (2014) yaptığı çalışmada femur kemiğinde kullanılan kilitli kompresyon plağının (LCP) fiksasyon kararlılığını sağlamak için, plakta kullanılan vidaların en iyi sayı ve en uygun konumlarının nasıl olacağını araştırmışlardır. Bu çalışma için kırılmış femur kemiğinin, 12 delikli LCP plağın ve kilitli vidaların 3 boyutlu modelleri oluşturulmuştur. Taranan kemik modeline 5 mm kırık boşluğu oluşturulmuştur. Daha sonra kullanılan algoritma ile LCP plak için en iyi vida sayısı ve pozisyonları belirlenmiştir. Son olarak çalışmanın sonuçları biyomekanik testler yapılarak doğrulanmıştır. Hazırlanan deney düzeneğinde kemiğin ilgili kısmı çelik tel ile bağlanarak kas kuvveti simüle edilmiştir ve femur kemiklerinin kafa kısmından kuvvet uygulanmıştır. Sonuçlar, fiksasyon stabilitesi için 6 kilitli vidanın zorunlu olduğunu ve en iyi kombinasyonun (vidaların pozisyonları 1-5-6-7-8-12) her iki tarafta 3 adet vida olacak şekilde ve her kırık parçasında 2 vidanın kırık hattına en yakın yerleştirilmesi gerektiği kanısına varılmıştır.

Narsaria ve diğ. (2014) yılında yaptığı çalışmada distal femur kırıklarının fiksasyonunda kullanılan dinamik kondiler vida ve kilitli plak yöntemlerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışma on altı adet yeni kadavra femur kemiği üzerinde gerçekleştirilmiştir. Bu kemiklerin sekiz tanesi dinamik kondiler vida ile fikse edilmiş ve diğer sekiz tanesi distal femur kilitli plağı ile fikse edilmiştir. Her bir numune hasar görene kadar aksiyel ve torsiyonel dayanım testine maruz kalmıştır. Aksiyel dayanım, kuvvet-yerdeğiştirme eğrisi ile torsiyonel dayanım, tork-açı grafiği ile hesaplanmıştır. Kilitli plak grubundaki aksiyel dayanım, dinamik kondiler vida grubundakine göre önemli ölçüde yüksek çıkmıştır fakat iki grubun torsiyonel dayanımı bakımından önemli bir fark bulunamamıştır. Plastik ve toplam deformasyon açısından dinamik kondiler vida grubu, plak grubuna göre önemli miktarda yüksek çıkmıştır. Yapı hasarından önce toplam enerjinin absorbe edilmesi, plak grubunda yüksek çıkmıştır.

Bishop ve diğ. (2014) yaptığı çalışmada vida fiksasyonunda, pul kullanımının biyomekanik önemini araştırmışlardır. Sıkıştırma kuvvetini ölçmek için vida atımından önce ve sonra yük hücresi kullanılmıştır. 1. Grupta 8 adet vida pul ile, 2. Grupta 8 adet vida pulsuz ve 3. Grupta 8 adet vida ilk önce pulsuz yerleştirildikten

sonra daha sonra pul ile yerleştirilmiştir. 3. Grup kurtarma vidası senaryosu olarak değerlendirilmiştir. Toplam 24 adet numune denenmiştir. Elde edilen veriler ile istatistiksel analiz gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın sonucunda pul ile atılan vidaların, pulsuz atılan vidalara göre 2,5 kat sıkıştırma kuvvetinin yüksek olduğu bulunmuştur. Vidaların atılmasından sonra tüm numunelerde sıkıştırma kuvveti önemli ölçüde azalmıştır ancak pul ile atılan vidalar, pulsuz atılan vidalara göre sıkıştırma kuvvetini daha iyi korumuşlardır. 3. Grup vidalar neredeyse 1. Grup vidalarla aynı sıkıştırma kuvvetini üretmiştir.

Overturf ve diğ. (2014) yaptığı çalışmada parçalı plak- vida ile fikse edilmiş radyal shaft kırıklarında, çift korteks kilitli vida ile karşı kortekse tutunmuş tek korteks vidaların biyomekanik karşılaştırılmasını yapmışlardır. Çalışmanın yapılabilmesi için 12 adet sol kompozit radius kemiği kullanılmıştır. Çift korteks vidaların kullanıldığı kemikler A grubu ve tek korteks vidaların kullanıldığı kemikler B grubu olacak şekilde kemikler iki eşit gruba ayrılmıştır. Parçalı kırığı simule etmek için radius kemiğinde 1,5 cm orta diafiz kırığı oluşturulmuştur. Parçayı sabitlemek için 3,5 mm 8 delikli plak kullanılmış olup kemiği sabitleme işlemi esnasında kemiğin proksimaline ve distaline 3'er delik olmak üzere 3,1 mm matkap ucu ile 6 delik delinmiştir. Hazırlanan deliklere 4 mm kilitli vidalar tek korteks ve çift korteks şeklinde atılarak sabitleme işlemi gerçekleştirilmiştir. Tek korteks vidalar karşı korteksin iç çapına 2 mm girecek şekilde atılmıştır. Numuneler dayanımı ve yer değiştirmeyi tespit etmek için, hasarsız dört nokta eğme testi, aksiyel bası ve burulma testlerine tabi tutulmuştur ve daha sonra hasar görene kadar dört nokta eğme testi uygulanmıştır. Hasarsız dört nokta eğme testi, aksiyel bası testi ve burulma testinde çift korteks ve karşı kortekse sabitlenmiş tek korteks vidalar arasında önemli bir fark bulunamamıştır ve bu testlerde hesaplanan dayanım değerlerinin elastik bölgede kaldığı görülmüştür. Her iki kilitleme vidası için hasarlı dört nokta eğme testinde hasarın yer değiştirmesi, hasar dayanımı ve hasar kuvveti arasında önemli bir fark elde edilememiştir.

Nourisa ve diğ. (2015) yaptığı çalışmada sınırlı temas kilitli plak ile fikse edilmiş uzun kemik kırıklarında, vida kombinasyonunun kırık hareketi üzerine olan etkilerini araştırmışlardır. Bir CAD modeli oluşturmak için 65 yaşında erkek bir hastaya ait olan femur kemiğinin tomografi görüntüleri kullanılmıştır. Transvers



kırığı simule etmek için femur kemiğinin ortasından 3 mm boşluk oluşturulmuştur. Kemiği sabitlemek için 239 mm boyunda, 17,5 mm genişliğinde ve 12 delikli olan LCP plak ile dış çapı 5,5 mm olan vidalar kullanılmıştır. Sonlu elemanlar analizinin karmaşıklığı azaltmak için vida dişleri ihmal edilmiş olup, vidalar kesik kafalı koni şeklinde canlandırma yapılmıştır. Oluşturulan 9 farklı kombinasyon 3 gruba bölünmüştür ve her grup içinde 4 farklı kombinasyon denenmiştir. Bu çalışmanın sonucunda Femur- LCP plak konstrüksiyonunda vida sayısı ve pozisyonlarının kırık hattındaki gerilmeye etkileri ve vida konfigürasyonları ile kırık hattındaki gerilme arasındaki ilişkiler bulunmuştur. En içteki iki vidanın kırık hattındaki gerilmeyi etkileyen en önemli faktör olduğu görülmüştür ve diğer vidalar ile vida sayısının daha az etkisinin olduğu bulunmuştur. İyileşme zamanını düşürmek için ve cerrahi maliyetleri en aza indirmek için kırık alanına yakın az sayıda vida kullanımı öngörülmüştür.

Baumbach ve diğ. (2015) yaptığı çalışmada volar plak osteosentezinde distal vida uzunluğunun primer stabiliteye etkisini biyomekanik bir çalışma ile araştırmışlardır. Çalışmanın amacı olarak volar kilitli plak osteosentezinde %75'ten %100'e kadar olan distal vida uzunluğunun karşılaştırılması olarak belirlenmiştir. Numuneler hasara uğrayana kadar yerdeğiştirmeye kontrollü aksiyel bası testine tabi tutulmuştur. Primer biyomekanik stabilite, dayanım, elastik limit ve plastik deformasyona uğratan maksimum kuvvetin yanı sıra kalıcı eğim açısından değerlendirilmiştir. Bu veriler kuvvet-yerdeğiştirme eğrileri vasıtasıyla hesaplanmıştır. Yapılan testlerde 9 numune başarılı olarak değerlendirilebilmiştir. Dayanım, elastik limit, maksimum kuvvet ve kalıcı eğim açısından önemli bir fark bulunamamıştır.

Schliemann ve diğ. (2015) yaptığı çalışmada vida artışının kemik-implant ara yüzeyindeki hareketi düşürdüğünü, proksimal humerus kırıklarının kilitli plak ile fiksasyonunu yaparak biyomekanik olarak incelemişlerdir. Çalışmanın amacı olarak proksimal humerus kırıklarının kilitli plak ile fiksasyonu gerçekleştirildikten sonra hasar kuvvetine ve kemik-implant ara yüzeyindeki harekete, vida sayısındaki artışın ve orta kısma atılan destek vidalarının etkilerinin analiz edilmesi olarak belirlenmiştir. Numuneler varus eğilme pozisyonunda yüklemeye tabi tutulmuştur. Test cihazına 25<sup>0</sup> lateral açı ile yerleştirilmiştir. Dayanım, hasar kuvvetleri, plak

eğilmesi ve kemik-implant ara yüzeyindeki hareket değerlendirilmiştir. Hasar kuvveti, sadece orta destek vidası yerleştirilen modelde 669 N ve ilave kafa vidası eklenen modelde 706 N olarak bulunmuştur. Dayanım sırasıyla 453 N/mm ve 461 N/mm olarak bulunmuştur. 2 grup arasında plak eğilmesinde bir fark bulunamamıştır. Ancak kemik-implant ara yüzeyindeki hareket, kafa vidası eklenmesiyle önemli ölçüde düşmüştür. Sonuç olarak kemik çimentosu takviyeli ön tarafa yönlendirilmiş kafa vidaları, dayanım ve hasar kuvvetini yükseltmemiştir fakat kemik-implant ara yüzeyindeki hareketi düşürmüştür.

Carrera ve diğ. (2016) yaptığı çalışmada lateral tibia platosu bölünmüş kırıklarında fiksasyonun, kanüllü vida yerine kilitli plak ile yapılması sayesinde erken dönemde yükleme yapılmasına izin verilmesini, bilgisayar ile hesap yaparak araştırmışlardır. Çalışmanın amacı olarak sonlu elemanlar metodu ile lateral tibia platoda bölünmüş bir kırıkta kanüllü vida veya kilitli plak ile cerrahi stabilizasyondan sonra erken dönemde yük verilmesinin mümkün olup olmadığının değerlendirilmesi olarak belirlenmiştir. İnsan tibia kemiğinde ilgili yerde kırık olacak şekilde, 3 boyutlu olarak sonlu elemanlar modeli oluşturulmuştur. Oluşturulan kırığı sabitlemek için bir kilitli plak sistemi ve 6,5 mm titanyum kanüllü kemik vidası oluşturulmuştur ve 80 kg statik yük ağırlığı simule edilmiştir. Kilitli vida veya kanüllü vida ile sabitlenmiş kırıkta, sonlu elemanlar metodunda, klinik olarak kayda değer bir kırık hareketi gözlemlenmemiştir. Kırığın sabitlenmesinde kilitli plak kullanımı, kanüllü vidaya göre daha yüksek mekanik stabilite sağlamıştır. Kilitli plak, statik duruşta ilk başlangıçta tam veya kısmi ağırlık taşınmasına izin verebileceği bulunmuştur.

Katthagen ve diğ. (2016) yılında yaptığı çalışmada osteoporotik proksimal humerus kırıklarında, plak malzemesinin ve vida tasarımının, kilitli plağın dayanımına ve nihai yüke olan etkisini araştırmışlardır. Çalışmanın temel amacı olarak kararsız kırığa sahip iki parçalı humerus kemiğinin boyun kısmının, cerrahi olarak sabitlenmesinde kullanılan karbon fiber ile kuvvetlendirilmiş polietereeterketon (CF-PEEK) kompozit kilitli plak ile daha önceden verileri mevcut olan titanyum alaşımlı plağın biyomekaniksel özelliklerinin karşılaştırılması olarak belirlenmiştir. Çalışmanın ikinci amacı ise kilitli civataların ve geleneksel kilitli kansellöz vidaların mekanik davranışlarının karşılaştırılması olarak belirlenmiştir. Sonuçlar gruplar

arasında ve daha önce biyomekanik verileri bulunan titanyum alaşımlı plak ile karşılaştırılmıştır. CF-PEEK plağı, titanyum alaşımlı plakla karşılaştırıldığında belirgin bir şekilde dayanım özelliğinin düşük olduğu gözlenmiştir. Nihai kuvvet uygulaması testinde 14 plaktan 6 tanesi geri döndürülemez deformasyon ve çatlaklar sebebiyle hasara uğramıştır. PEEK/vida ve PEEK/cıvata grupları arasında önemli bir fark gözlenmemiştir.

Zhang ve diğ. (2016) yaptığı çalışmada sonlu elemanlar metodu kullanarak boşluk simule edilmiş proksimal humerus kırığının, kilitli plak ile fiksasyonuna vida deliği konfigürasyonunun biyomekanik etkisini araştırmışlardır. Yapılan çalışmada sonlu elemanlar metodu kullanılmıştır. Farklı vida deliği konfigürasyonlarına sahip 3 proksimal humerus plağı modeli oluşturulmuştur. Artan aksiyel kuvvet altında simülasyonlar gerçekleştirilmiştir. Plak şaftındaki vida delikleri etrafında meydana gelen von Mises gerilmeleri kombine delik tasarımına sahip olan plakta en üst seviyede iken, kilit ve dinamik deliklerin ayrı bulunduğu tasarıma sahip plakta minimum olduğu görülmüştür. Plak-kemik konstrüksiyonu, dayanım açısından incelendiğinde sadece kilitli vida deliğine sahip olan plak tasarımı kombi vida deliğine sahip olan plak tasarıma göre %15 daha yüksek, kilitli ve dinamik vida deliklerinin ayrı bir şekilde bulunduğu plak tasarımı kombi vida deliğine sahip olan plak tasarıma göre %4 daha fazla çıkmıştır. Kırık boşluğu deplasmanı, kombi vida deliği özelliğine sahip olan plak tasarımında maksimum, sadece kilitli vida deliği özelliğine sahip olan plak tasarımında minimum çıkmıştır.

Chakladar ve diğ. (2016) yaptığı çalışmada ulna transvers kırıklarında, kompozit kemik plaklarının optimizasyonunu araştırmışlardır. Yapılan çalışmada plağın geometrisini ve mekanik özelliklerini, kemiğe daha benzer uyum sağlayacak şekilde optimize ederek stres koruması etkilerinin üstesinden gelmek için ileri düzey kompozit materyalleri kabul etme fizibilitesi araştırılmıştır. Çalışma yöntemi olarak, kompozit plak ile fikse edilmiş kırık kemik konstrüksiyonunu ve paslanmaz çelik ile fikse edilmiş kırık kemik konstrüksiyonunu karşılaştırmak için bir ulna transvers kırığı tanımlanmış ve sonlu elemanlar metodu kullanılmıştır. Ayrıca yapının sertliğinin ve mukavemetinin, vida konumlarından nasıl etkilendiği ve klinik anlamda etkileri olup olmayacağı anlamak için paslanmaz çelik plak kullanılan bir konstrüksiyonun farklı vida konfigürasyonları ile eğilme davranışının incelenmesi

için bir simülasyon gerçekleştirilmiştir. Mekanik özellikler, optimum bir kompozit plak üretmek için uygun hale getirilmiş ve bu da uzunluk için %25'lik bir azalma ve kütle için %70'lik bir azalma sağlamıştır. Bu sayede optimize edilmiş tasarımın stres koruması etkilerini azaltması ve kemik iyileşme oranlarının artması umulmuştur. Çalışmanın sonucunda kol kemiği kırıkları için mevcut metalik plaklara kıyasla potansiyel gelişmeler sunan bir fiber takviyeli kompozit plak tasarımı sunulmuştur.

Literatür taraması sonucunda yapılan çalışmalarda genellikle daha az vida kullanılarak bağlantının nasıl daha rijit bir hale getirileceği araştırılmıştır. Genellikle bu çalışmalarda kırık hattının her iki tarafında simetrik veya simetrik olmayacak şekilde vidalar eksiltilmiş ve çeşitli mekanik testlere tabi tutulmuştur. Ayrıca bağlantının daha rijit hale gelebilmesi için vidaların uyguladığı yüzey basıncının değiştirilmesi, vida boylarında meydana gelen değişimin bağlantıya etkileri, kullanılan kiltsiz vidaların kemiğe atılma açılarında meydana gelen değişiklik neticesinde bağlantıya etkileri, farklı şekillerdeki plakların karşılaştırılması, farklı malzemelerden üretilmiş plakların karşılaştırılması, plağın kemikten uzaklaşması sonucu bağlantıların incelenmesi, vida atım şekillerinin (tek korteks veya çift korteks) bağlantıya etkileri, kırık hattındaki boşluğun değişmesinin bağlantıya etkileri ve yeni plak dizaynları gibi birçok kombinasyon çalışması yapılmıştır.

Yapılan literatür taramasında, aynı sayıda ve özellikte vidaya sahip bağlantılarda kompresyon amacıyla kullanılan kiltsiz vidanın kırık hattına olan mesafesinin, mevcut bağlantıyı nasıl etkilediği konusunda bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Yapılan bu tez çalışmasında, operasyonu gerçekleştirecek cerrahın kullanacağı aynı sayı ve özellikteki vidayla, nasıl daha rijit bir bağlantı elde edeceği yönünde fikir vermek ve kompresyon vidasının kırık hattına olan mesafesinin bağlantıya olan etkilerini açıklamak amaçlanmıştır.

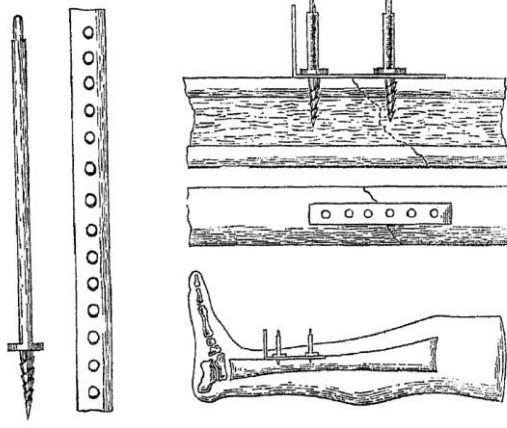
## 2. ANATOMİK PLAKLARIN TARİHSEL GELİŞİMİ

Cerrahi kırık tespit yöntemlerinin ilk örnekleri 1800'lü yıllarda görülmeye başlanmıştır. 1896 yılında Röntgen'in yayınladığı ilk röntgen filmi bu süreci hızlandırmış olup, implant ve cerrahi tekniklerin bugünkü standartlarını ulaşmasını, 20. Yüzyılın ikinci yarısından sonra önemi kabul edilen osteosentez ile sağlamıştır. Anlatılanlara ve adli kayıtlara göre 1770 yıllarında ilk kullanılan implantlar serklaj telleri olmuştur. İlk akademik kayıtlara, Dr. Kearny Rodgers'in yaptığı tedavi geçmiştir (Kılıçoğlu 2013).

1827 yılında Dr. Kearny Rodgers kemik dikişini gerçekleştiren kişi olarak kayıtlara geçmiştir. Dr. Kearny humerus kemiğinin bitimindeki en dayanıksız yerleri kesip çıkardıktan sonra birbiri ile uyum sağlayan kemik fragmanlarını yerinde tutmak için her birine delik açtıktan sonra deliklerden gümüş bir tel geçirmiştir (Colton 2003).

Muhtemelen kemik vidalarının kullanılması 1840'ların sonuna gerçekleşmiştir. Fransız cerrah Cucuel ve Rigaud 1850 yılında vida kullanılarak kırık fragmanlarının yönlendirilmesi için iki vaka tanımlamıştır. 1. Vakada çökmüş durumdaki göğüs kemiğinde traksiyona izin verecek şekilde ve kemiği kaldırarak düzgün bir pozisyona getirmek için vida atılmıştır. 2. Vakada Rigaud, ulna kemiğine ve yeri değişmiş olan dirsek çıkıntısına vida atarak kemik fragmanlarını birbirine yanaştırmıştır. Daha sonra bu vidayı birbirine tel ile bağlamıştır. Rigaud aynı zamanda patella kemiği içinde benzer bir prosedür uygulamıştır (Colton 2003).

Kemiğe plak fiksasyonunun ilk tanımı muhtemelen Hansmann tarafından "Komplike Kırık Fragmanlarının Fiksasyonu İçin Yeni Bir Metot" adı altında 1886 yılında tanımlanmıştır. Şekil 2.1'de görüldüğü gibi Hansmann dövülerek şekillendirilebilen bir plağı, kırık alanını bağlamak için kemiğe uygulamıştır ve plağın ucunu ciltten dışarı çıkacak şekilde dik açıyla bükümüştür. Daha sonra kırık parçalarını kolaylıkla sökülebilmesi için özel imal edilmiş, sapları cilt dışına çıkacak şekilde uzun yapılmış, bir veya daha fazla vida kullanılarak, plak her bir kırık parçasına sabitlenmiştir (Colton 2003).

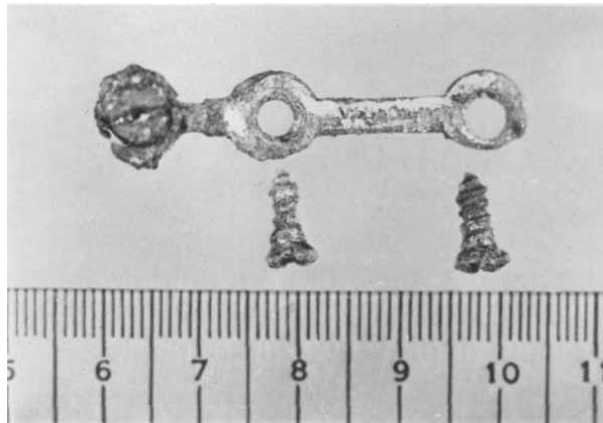


**Şekil 2.1: Hansmann'ın plağı (Bartonicek 2010).**

Uhthoff ve diğ. (2006) yazdığı makalede kemiklerin plaklama işlemi, 1895 yılında Lane'nin ilk kez internal fiksasyon için metal plaka kullanılmasıyla başladığını söylemektedirler. Lane'in tasarladığı plak (Şekil 2.2), tek korteks vidalar ile kemiğe sabitlenebilmiştir (Kılıçoğlu 2013). 1907 yılında femur kemiğinin diafiz kırığının bir çift plak kullanılarak başarılı fiksasyonunu yayınlamıştır (Bartonicek 2010). Korozyon problemleri nedeni ile Lane'nin plağının (Şekil 2.3) kullanılması bırakılmıştır (Uhthoff ve diğ. 2006).



**Şekil 2.2: Lane'nin tasarladığı plak (Kılıçoğlu 2013).**



**Şekil 2.3: Lane'nin korozyona uğramış plağı (Tarr ve diğ. 1983).**

1900 yılında Lewis W. Steinbach, kendi dizaynı olan gümüş bir plak ile tibia kırığı bulunan 4 vakayı tedavi etmiştir. Plağı her bir kemik fragmanına, 2 adet çelik vida kullanarak sabitlemeyi gerçekleştirmiştir (Şekil 2.4). Lewis ayrıca drenaj tüpü kullanımını içeren operasyon tekniğini, detaylandırarak tarif etmiştir. Bu yayın, sakatlanmayı belgelendirmek, plak fiksasyonu ve implantın kaldırılmasıyla gelinen son durumu göstermek için röntgen filmleri ile gösteren ilk yayındır (Bartonicek 2010).



**Şekil 2.4: Steinbach'ın tasarladığı plağını kullandığı röntgen filmi (Kılıçoğlu 2013).**

1903 yılında George Guthrie kırıkların doğrudan sabitleme işlemindeki mevcut durumu ele almış ve Estes olarak adlandırdığı nikel bir plak ile yıllarca kırıkların birleştirilmesine devam etmiştir. 6 delikli olan bu plak kırık alanı üzerine yerleştirildikten sonra kemik bu plağın deliklerine uygun olacak şekilde delinmiştir. Plak fildişi çivilerle kemiğe sabitlenmiştir (Colton 2003).

1906 yılında Edward Martin, femur ve tibia kırıklarının, tek korteks vidalarla ve plaklarla tedavisinin röntgen filmlerini yayınlamıştır. 1912 yılında J. A. Blake, plak osteonsentezi ile ayrıntılı olarak ilgilenecek, 106 adet ameliyatla tedavi edilmiş kırığı rapor etmiştir. 1905 yılından itibaren genellikle gümüşten, bazı durumlarda pirinç ve çelikten, imal ettiği kendi tasarımı plakları kullanmıştır. 1912 yılında Emil H. Beckman, tahminen ilk kişi olarak, iç yan aşık kemiği çıkıntısının plak ile sabitlenmesinin röntgen filmini yayınlamıştır (Bartonicek 2010).

Bérenger Féraud'un kemik sürekliliğinin sağlanmasının, bağlama veya kemik dikişi yöntemiyle olabileceğini bildirmesine rağmen Albin Lambotte tarafından

osteosentez terimi ortaya atılmıştır. Lambotte'ye göre sabit kemik fiksasyonunun, basit dikiş atmaya tercih edileceğini düşünmüştür. Lambotte modern internal fiksasyon yönteminin babası olarak adlandırılmıştır. 1905 ve 1906 yıllarında Lambotte, femur boyun kırığı bulunan 4 vaka için intrameduller vida sabitleme yöntemini uygulamıştır fakat bu yöntemi uygulayan ilk kişi o değildir (Colton 2003). 1907 yılında ise “Yeni ve Eski Kırıkların Cerrahi Tedavisi” isimli kitabında ortaya attığı osteosentez terimi görülmektedir ve bu kitapta kendisinin alüminyumdan yapmış olduğu kendi tasarımı olan bir plakla yaptığı çalışmalar bulunmaktadır (Kılıçoğlu 2013). Şekil 2.5'te görülen plakları Lambotte 1908 yılında 35 hastanın femur kemiğine plak sabitleyerek tamamen iyileştiğini rapor etmiştir (Colton 2003).



**Şekil 2.5: Lambotte'nin ürettiği plaklar (Kılıçoğlu 2013).**

Sherman 1912 yılında kendi internal fiksasyon plağını (Şekil 2.6) geliştirmiştir (Uthoff ve diğ. 2006). Sherman plak hammaddeleri ve plak tasarımları konusunda Carnegie Çelik Firması ile çalışarak vanadyum çeliğinden plaklar üretmiştir. Plakların fiksasyonunu 1912 yılında tek korteks vidalar ile gerçekleştirirken 1926'da çift korteks ile yapmıştır (Kılıçoğlu 2013). Tasarladığı plak serisinde, kendi kılavuz çeken paralel dişli vidaların süper tutma kuvvetine dikkat çekmiştir. Sherman ayrıca korozyon dayanıklı vanadyum çeliğinin kullanımını öğretmiştir. Ek olarak, erken fonksiyonel iyileşmeye izin verecek kadar fiksasyonun sıkı olması gerektiğinin üzerinde durmuştur (Colton 2003).

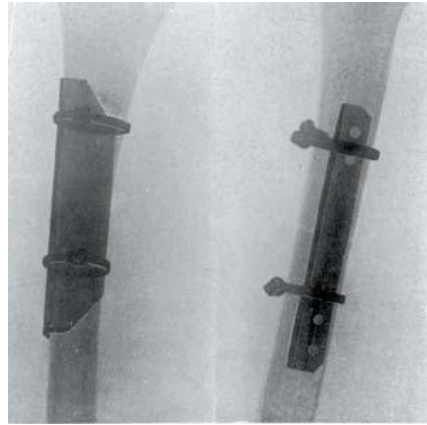


**Şekil 2.6: Sherman'ın plağı (Bagby 1977).**



Plakların korozyon dayanımını, metalürjik formülasyonun gelişmesiyle, artmasına rağmen, Lambotte ve Sherman'ın plakları yetersiz dayanım nedeni ile kullanılması bırakılmıştır (Uthoff ve diğ. 2006).

1913 yılında Henry S. Souttar bir makale yayınlamıştır. Bu makalede plak fiksasyonunun da ince vidaların kullanılması gerektiğini veya kemiği delmeden plağın serklaj ile fiksasyonun yapılmasını bildirmiştir. Souttar'ın plak fiksasyon çeşitleri Şekil 2.7'de verilmiştir (Kılıçoğlu 2013).

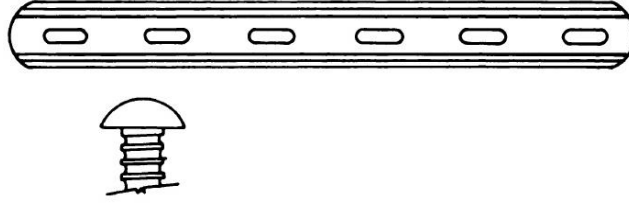


**Şekil 2.7: Souttar'ın plak fiksasyon çeşitleri (Kılıçoğlu 2013).**

1914 yılında Miller Edwin Preston, kemur boyun kırıklarının osteosentezi için ilk açılı bıçak plakları yapmıştır (Bartoniccek 2010).

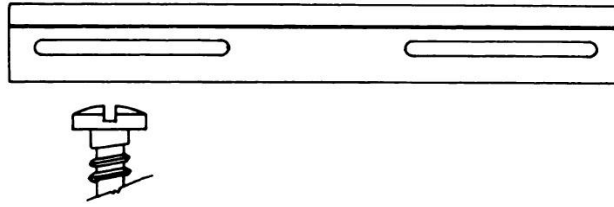
Carl Hansmann tarafından 1886'da tanımlanan tek korteks plak, kilitli değildi ancak kilitli plakların atası olarak 1931 yılında plağa dış açılmış delikleri ekleyen Paul Reinhold'un tarafından son şekli verilmiştir. Bu plak 1935 yılında Fransa'da bulunan Collin adında ki bir satış firması tarafından ticarileştirilmiştir (Hernigou ve Pariot 2016).

Erken kemik plaklarının gelişiminde önemli rol oynayan kişilerden olan Townsend ve Gilfillan 1943 yılında, Şekil 2.8'de verilen, plaklarını dizayn etmişlerdir (Bagby 1977).

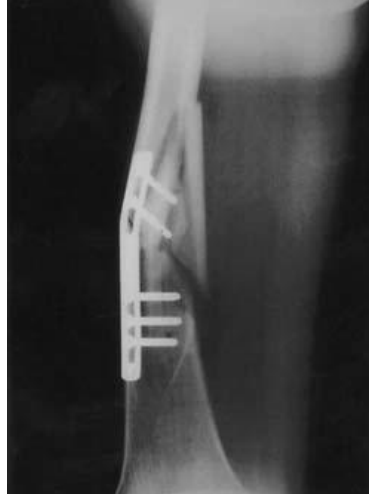


**Şekil 2.8: Townsend ve Gilfillan plağı (Bagby 1977).**

Eggers 1948 yılında kırık plağı dizaynının da önemli bir gelişme sağlamıştır. Şekil 2.9’da verilen Eggers’in plağında 2 adet uzun yarık bulunmaktaydı ve bu yarıklar vida başlarının kaymasına izin vermiştir. Böylece kırık uçlarındaki rezorpsiyonun dengelenmesi sağlanmıştır. Bu plağın yaygın olarak kullanılması, yapısal zayıflığı (Şekil 2.10) ve dayanıksız fiksasyon sebebi ile sınırlanmıştır (Uthoff ve diğ. 2006).



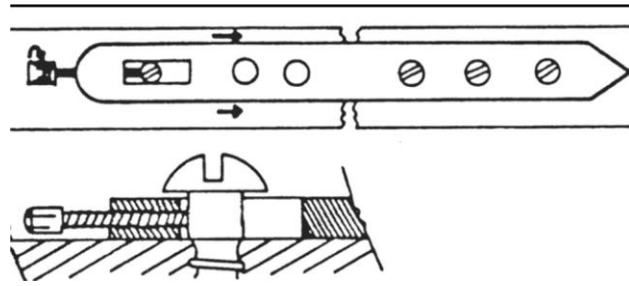
**Şekil 2.9: Eggers'in Plağı (Bagby 1977).**



**Şekil 2.10: Eggers'in plağının yapısal zayıflığı (Uthoff ve diğ. 2006).**

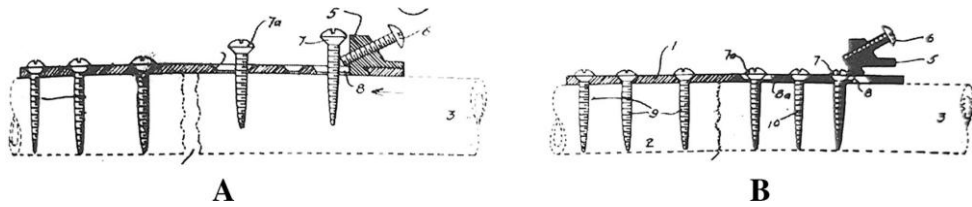
Dannis’in laboratuvarında yapmış olduğu kompresyon ile kırık iyileşmesinin biyolojisi çalışmasıyla, kırıklarda primer iyileşmenin, kırık fragmanlarının redüksiyonunun mükemmel olması ve kompresyon ile pozisyonunu koruması

durumunda, kallus oluşumuna gerek duymadan elde edileceğini göstermiştir. Bu nedenle Dannis 1947 yılında kompresyon plağı tasarlamıştır (Hernigou ve Pariot 2016). 1949 yılında Dannis prototip olan bir kompresyon plağı ile tedavi edilen kırıklarla ilgili ilk incelemesini sunmuştur. Şekil 2.11’de verilen Dannis’in sisteminde, “Coapteur” adını verdiği plağın sonuna, plak eksenine paralel yönde olacak şekilde bir vida yerleştirdikten sonra, vidanın plağın içine girmesini sağlayarak karşı taraftaki kırık fragmanının vidaya doğru çekilmesini sağlamıştır (McKee ve diğ. 1995).



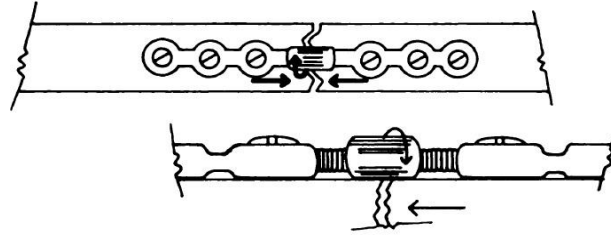
**Şekil 2.11: Dannis'in Plağı, Coapteur (Hernigou ve Pariot 2016).**

1951 yılında Charles Scott Venable, Dannis’in “Coapteur” adlı plağını, Şekil 2.12 verilen şekilde modifiye ederek, dizaynını iyileştirmiştir (Hernigou ve Pariot 2016).



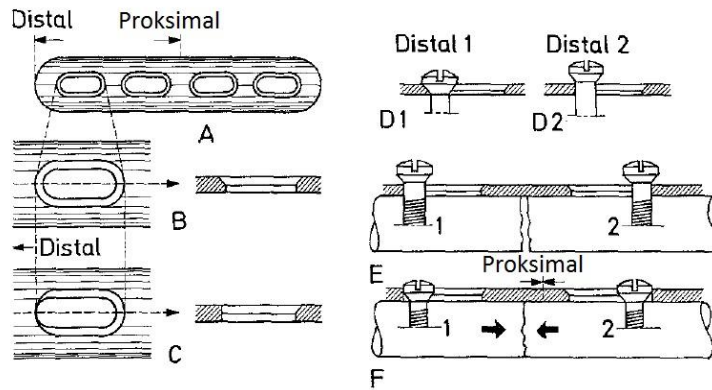
**Şekil 2.12: Venable tarafından modifiye edilmiş plak (Hernigou ve Pariot 2016).**

1952 yılında Boreau ve Herman, Şekil 2.13’te verildiği gibi iki parçayı bir araya getirmek için merkezi yerleşimli bir gergi mekanizması bulunan, kısa bir not yayınlamıştır. Bu gergi mekanizmasının düzenlenmesi, sistemi zayıflatmıştır ve çift plaklamayı desteklemiştir (Bagby 1977).



**Şekil 2.13: Boreau ve Hermann gergi mekanizması (Bagby 1977).**

Bagby 1956 yılında bir Collision plağı modifiye ederek, Şekil 2.14'te verilen kendi kendini kompresyon yapan ilk plağı (Modified Collision) geliştirmiştir. Şekil 2.14 A'da modifiye edilmemiş "Collision" plağı, Şekil 2.14 B'de modifiye olmamış bir slot, Şekil 2.14 C'de slotun distalde bulunan duvarının modifiye edilerek, eğimli durumdan dik duruma getirilmesi, Şekil 2.14 D1'de vidaların modifiye olmamış slotları nasıl yerleştirildiği, Şekil 2.14 D2'de aynı vidaların modifiye olmuş slota nasıl yerleştirildiği görülmektedir. Şekil 2.14 E ve F'de ise vidaların nasıl kompresyon özelliğini sağladığı görülmektedir. Bagby ilk deneyini köpeklerde femoral osteotomi ile gerçekleştirmiştir. Bu çalışma sonucunda kompresyonun, kırık iyileşmesinde avantajlı olduğunu bulmuştur. Çünkü kompresyon, fiksasyonu geliştirmiştir ve kırık boşluğunu azaltmıştır. Ayrıca bu kompresyon plağının avantajı herhangi bir kompresyon aletine ihtiyaç duymaması olmuştur. Plağın sabitlenmesinde mevcut olan sıradan vidalar kullanılmıştır (Bagby 1978). Kafa kısmının altı konik şekle sahip olan vidalar kullanılarak ve vidalar eksantrik olarak yerleştirilerek, vidaların sıkılması esnasında vidalar plak deliği ile iç içe geçmek suretiyle plağın uzun eksenini boyunca dik olarak hareket ettirilmesi sağlanmıştır (Miclau ve Martin 1997).

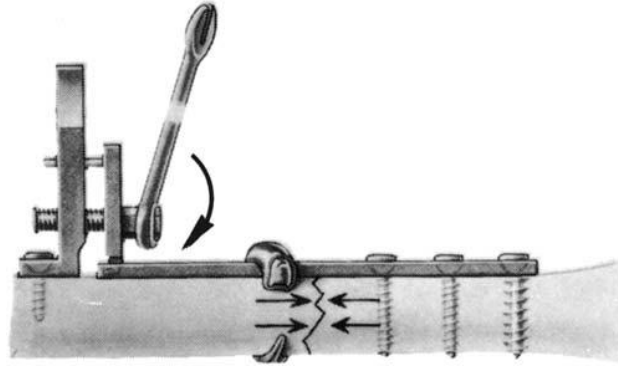


**Şekil 2.14: Collision plağının modifiye edilmesi (Bagby 1978).**

İlk klinik uygulamalar ikna edici bulunmuştur. 1959 yılında orijinal AO grubu (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen), Maurice Müller, Martin Allgöwer, Hans Willenegger, Walter Bandi ve Robert Schneider tarafından kurulmuştur (Rüedi ve diğ. 1998).

Danis'in yaptığı çalışmalara dayanarak AO grubu, anatomik redüksiyon, dayanıklı internal fiksasyon, kan dolaşımının korunması ve erken ağrısız eklem hareketi üzerine prensiplerini tanıtmıştır. AO'nun ilk kendinden kompresyonlu plağı 1963 yılında rapor edilmiştir. Plak yarım boru şeklinde sac levhadan yapılmıştır. Plağın üzerinde, vidaları eksantrik şekilde yerleştirmeyi ve kendi kendine kompresyon yapmayı sağlayan, oval delikler bulunmaktadır (Miclau ve Martin 1997).

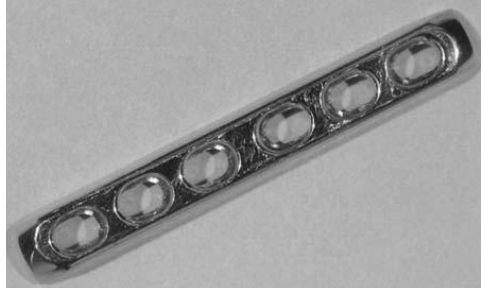
Müller ve arkadaşları 1965 yılında plağa ve kemiğe geçici olarak sabitlenen, sıkma suretiyle interfragmenter kompresyona izin veren, bir gergi mekanizması geliştirmiştir (Şekil 2.15). Bu plağın, Eggers ve Danis'in plağından daha ağır ve daha kalın (4,5 mm) olduğu bilinmektedir (Uthoff ve diğ. 2006).



**Şekil 2.15: Müller'in gergi mekanizması (Uthoff ve diğ. 2006).**

1970 yılında Allgöwer ve Perren rijit internal fiksasyonu sağlayan, Şekil 2.16'da verilen, dinamik kompresyon plağını (Dynamic Compression Plate) (DCP) rapor etmişlerdir. Rampa olarak isimlendirilen vida deliklerinin tasarımı ile plak deliklerinin kenarlarından kemiğe artan bir kompresyon uygulanmasına izin verilmiştir (McKee ve diğ. 1995). Gergi mekanizmasının kullanılması zamanla, oval deliklere sahip olan ve tasarım olarak Bagby'nin plağına benzeyen DCP plağına bırakılmıştır. DCP plağı, kırılmış kemik uçlarının birbirine kusurlu olarak kaynama oranının düşük olması, kararlı internal fiksasyona sahip olması ve dış bağlama

aparatlarına ihtiyaç duymaması gibi avantajları bulunmaktadır (Uthhoff ve diğ. 2006). DCP plağı başarılı olarak insanlar üzerinde ilk kez 1973 yılında Allgöwer ve arkadaşları tarafından kullanılmıştır (Perren ve diğ. 1990).



**Şekil 2.16: AO'nun dinamik kompresyon plağı (Uthhoff ve diğ. 2006).**

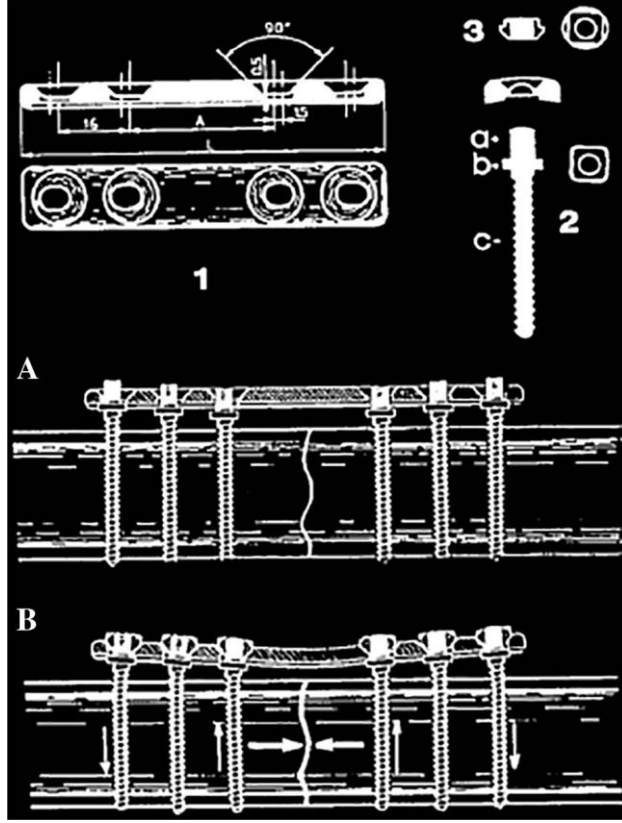
Bu avantajlara rağmen, araştırmacılar DCP plağın stilinde yeni iyileştirmeler aramaya başlamıştır. Bunun nedeni, DCP plağın iyileşmede gecikmeye neden olmasının yanı sıra plağın kırık bölgesinden alınmasından sonra gerilme artmasına neden olan ve mikroskop ile tespit edilebilen kırık boşluğunun oluşmasıdır. Plak altında kortikal tabakanın kaybolması da başka bir dezavantajdır (Uthhoff ve diğ. 2006).

1974 yılında Mittelmeier benzer konseptlere sahip kendi kendine kompresyon yapan bir plak tanımlamıştır. Bu plakta ilk olarak konik plak delikleri kullanılmıştır. Daha sonra kafası konik şekilde olan vidalar kullanılmıştır (Miclau ve Martin 1997).

Kilitli plaklar Avrupa da 1974 yılında, Şekil 2.17'de verilen, Wolter Sistemi (Litos) ve 1982 yılında, Şekil 2.18'de verilen, Zespol Sistemi olarak tekrar meydana çıkarılmıştır. Litos sistemi kilitli vidalar da farklı yönlere izin veren ilk sistem olduğu bilinmektedir. Zespol sistemi ise plağın kemikle temas kurmasını veya eksternal fiksator gibi kemikten uzak kalmasını kolaylaştırmıştır (Hernigou ve Pariot 2016).



**Şekil 2.17: Wolter (Litos) Sistemi (Hernigou ve Pariot 2016).**

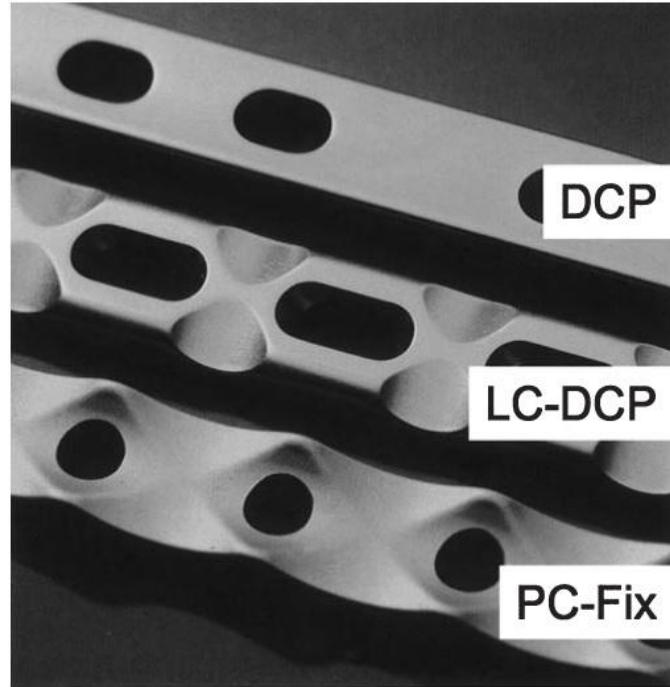


**Şekil 2.18: Zespol Sistemi (Hernigou ve Pariot 2016).**

1981 yılında köprü plaklama tekniğini açıklayan ilk kişiler arasında Brunner ve Weber bulunmaktadır. Femur shaft kırıklarının birleştirilmesinde konvensiyonel ve köprü plağın karşılaştırılması çalışmasında, Heitemeyer ve arkadaşları köprü plağın yararlı faydalarını göstermişlerdir. Bu indirekt redüksiyon tekniği ile minimal invaziv plaklama yada biyolojik yaklaşım ile birleştirilmesi, her bir travma cerrahı tarafından çalışılması gereken, kırık ameliyatlarında planlama ve redüksiyon tekniklerinde, detayları ile Mast ve arkadaşları tarafından tanımlanmıştır (Rüedi ve diğ. 1998).

Kortikal vaskülarite zararını minimize etmek için, plak ve kemik arasındaki temas yüzeyinin düşürülmesi şeklinde olan teorik basamak izlenmiştir. Bu olay, Şekil 2.19'da verilen, LC-DCP (Limited Contact-Dynamic Compression Plate) plağın gelişimine izin vermiştir (Schütz ve Südkamp 2003). 1990 yılında Perren ve arkadaşları alt yüzeyinde bulunan kesikler ile DCP plağa göre daha az temas sağlayan LC-DCP plağını rapor etmiştir (Miclau ve Martin 1997). Bu plak, konvensiyonel DCP plak ile karşılaştırıldığında, temas yüzeyi %50'den fazla azalmıştır (Schütz ve Südkamp 2003).

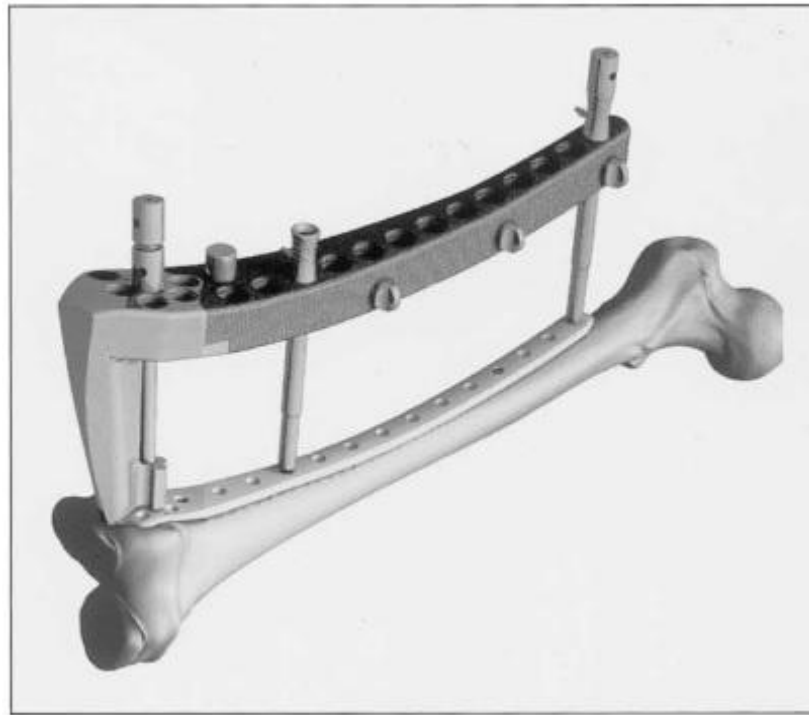
DCP plağın, LC-DCP plağa çevrilmesiyle temas alanı %50 azaltılmıştır fakat birleşen temas alanlarının problemleri tamamen çözülmemiştir. Temasın daha da azaltılması için yük transferi kavramının değiştirilmesi gerekmektedir. 1995 yılında Perren ve Buchanan, Şekil 2.19’da verilen, PC-Fix plağın (Point Contact Fixator) dizaynı ve geliştirilmesiyle alakalı temel kavramları anlatan bir makale yayınlamışlardır. PC-Fix plağı internal fiksatorlerde yeni bir yaklaşım sunmuştur. Konvansiyonel plaklama işleminde, vidalar çapa görevi görerek, aksenel kuvvet plakanın alt yüzeyini kemiğe karşı presleme amacıyla kullanılmıştır. Bunun sonucunda kemiğe yük geldiğinde kemik-plak ara yüzünde büyük bir sürtünme kuvveti oluşmuştur. Bu temas özellikle periostta ve periostun kan dolaşımında vasküler zarara neden olmuştur. Bu plak, biyolojiyi optimal seviyede korumak, kırık iyileştirmesini geliştirmek ve enfeksiyon direncini artırmak için dizayn edilmiştir. İmplant kemiğe en az şekilde temas etmekte olup, implantı kemiğe bastırarak sürtünme üretmek yerine, tek korteks vidalar implantı kemiğe bağlayan çivi rolünü üstlenmiştir. Plağın vida deliklerine yerleştirilerek kilitlenen tek korteks vidaların dizaynı ile endostal kan dolaşımının korunması sağlanmıştır. Sürtünmeden dolayı kuvvet aktarılması ortadan kaldırılmıştır ve bu nedenle kemiğe olan temas minimize edilmiştir (Perren ve Buchanan 1995).



Şekil 2.19: DCP, LC-DCP ve PC-Fix Plakları (Schütz ve Südkamp 2003).



Şekil 2.20’de verilen LISS’in (Less Invasive Stabilization System) ilk implantasyonu 4 yıllık bir klinik çalışma ile 1995 yılında gerçekleştirilmiştir. LISS’in arkasındaki fikir, kilitli intramedular çivi tekniğinin ve biyolojik plak tekniğinin avantajlarının tek bir sistemde birleştirilmesidir. Bu plak, minimal invaziv yaklaşımı ile kemiğe eksternal olarak yerleştirilecek olup özellikle eklem içi ve eklem kenarında ki sabit olmayan kararsız kırıklarda, kırığa alt ve üst taraftan çivi gibi kitlenerek en iyi çözümü sunması düşünülmekteydi. Sonuç olarak plağa benzeyen, ama özünde birçok özelliği çiviye benzeyen bir internal fiksatördür (Frigg ve diğ. 2001).

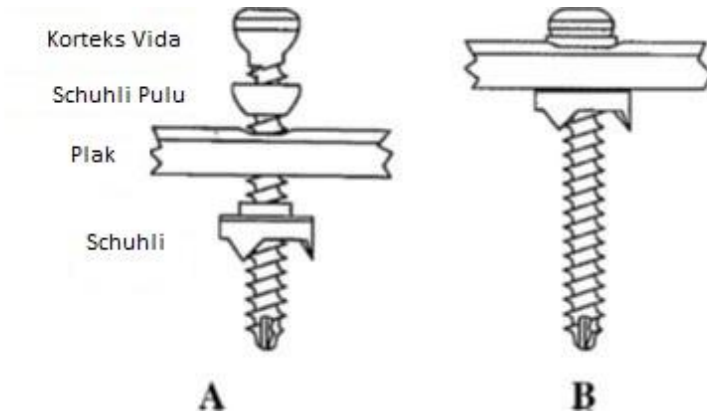


**Şekil 2.20: Distal Femur İçin LISS Plağı (Frigg 2001).**

1995’ten sonra kilitli plak fikri, gelişme yönünde artan bir şekilde yükselmiştir. Bu fikir neredeyse eş zamanlı ve bağımsız olarak Fransa’da Patrick Süerer tarafından, Şekil 2.21’de verilen, Surfix Sistemi ile geliştirilmiştir. Surfix Sistemi’nde vida başı plağa, dış açılmış bir somun ile kilitlenebilmiştir. Diğer farklı bir yaklaşım, Şekil 2.22’de verilen, Schuhli (literatürde “küçük ayak” olarak geçiyor) kilitli somun sistemi 1998 yılında önerilmiştir. Bu durum üzerine vida, kilitli veya konvensiyonel olarak sınıflandırılabilmiştir (Hernigou ve Pariot 2016).



**Şekil 2.21: Surfix Sistemi (Hernigou ve Pariot 2016).**



**Şekil 2.22: Schuhli kilitli somun sistemi (Hernigou ve Pariot 2016).**

Şekil 2.23'te verilen, kilitli kompresyon plağı (Locking Compression Plate) (LCP), özel dizayn edilmiş kombine deliklerin içine konvansiyonel ve kilitli vidaların yerleştirilmesine izin veren bir vida-plak sistemidir. LCP plağı PC-Fix ve LISS'in daha da gelişmiş halini temsil eder ve 2000 yılı mart ayında klinik uygulamalar için serbest bırakılmıştır. Bu implant sistemi cerrahlara, kırıkların iyileştirilmesi için çeşitli imkanlar sunmuştur (Sommer ve diğ. 2003).



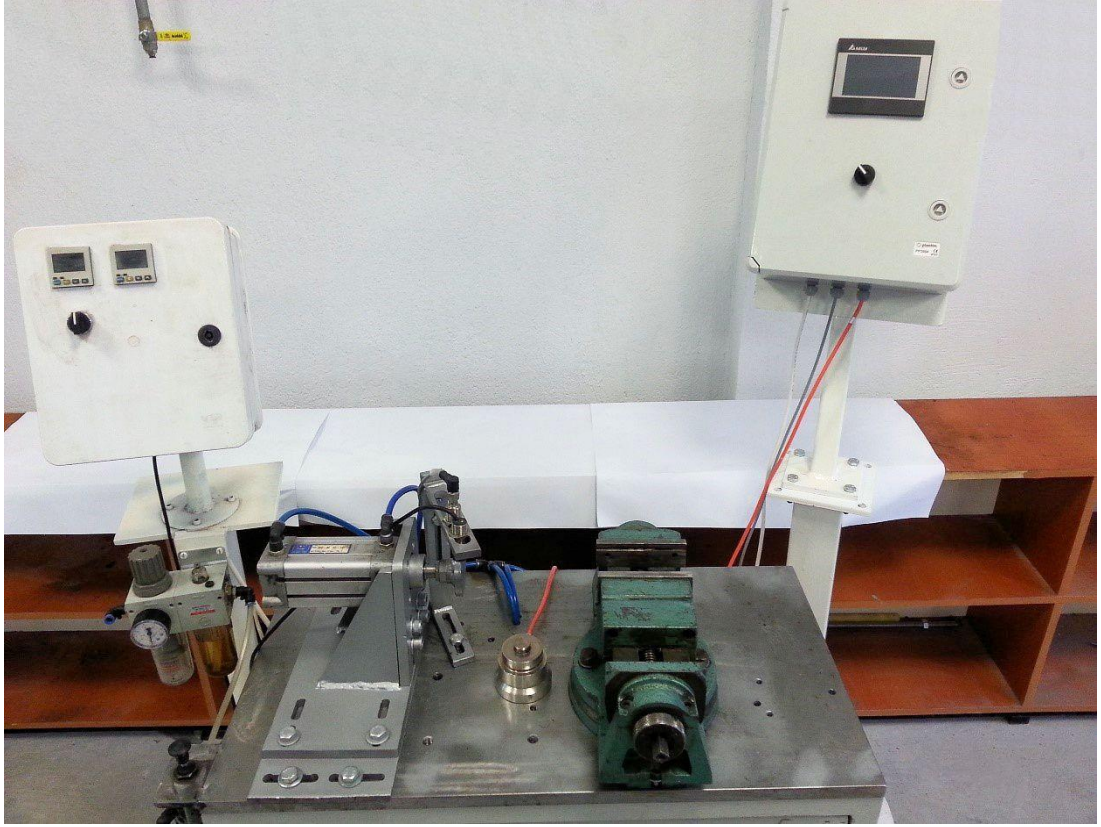
**Şekil 2.23: LCP Plak (Frigg 2001).**

Bu tez kapsamında, konvansiyonel plaklama işlemine göre daha az yüzey teması sağlayarak periostta ve periostun kan dolaşımında vasküler zararı azaltmak için dizayn edilen LC-DCP plaklar kullanılmıştır. Bu plaklarda yük taşıma işi, plak-kemik ara yüzeyinde oluşan sürtünme kuvveti yerine fiksasyonda kullanılan kilitli vidaların plak üzerine gelen yükü paylaşmasıyla gerçekleşmektedir. Ayrıca farklı kırık çeşitlerinde kombine delik özelliğine sahip olduğu için kilitli ve kilitsiz vidaların istenilen sıralamada ve sayıda kullanımına izin vererek daha başarılı stabilite sağlamaktadır.

### 3. MATERYAL VE METOD

#### 3.1 Deney Düzenegi

Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü Makine Elemanları Laboratuvarı'nda başka bir tez çalışmasında kullanılan eski deney düzenegi Şekil 3.1'de verildiği üzere, deney numunesi bağlama düzenegi değiştirilerek ve deney düzenegine yeni eklemeler yapılarak revize edilmiştir.



Şekil 3.1: Yeni deney düzenegi.

Bütün numunelere eşit kuvvet ile vurmaya sağlamak için proje kapsamında deney düzenegine kuvvet ölçüm sistemi eklenmiştir. Daha önceki deney düzeneginde mevcut bulunan, vuruş sayımını ve deney süresini hesaplayan sistemde hiçbir değişiklik yapılmadan aynen kullanılmıştır. Kuvvet ölçüm sistemine bağlı olan sensör, pistonun hareketini algıladıktan sonra sistem çalışmaya başlamaktadır.

Piston, kalibrasyon yapmak için kullanılan yük sensörüne vurduğu an ekrana 1 değer kaydedilmesini sağlamaktadır. Piston geri gelip tekrar sensörü harekete geçirdikten sonra yeni bir vuruş yaparak, ölçülen 2. Değerin, kuvvet ölçüm sistemi ekranında kayıt altına alınmasını sağlamaktadır. Tasarlanan sistemde ekran üzerinde bulunan sıfırla düğmesine basarak kayıt altına alınan bütün değerler sıfırlanmakta olup, ölçülen yeni değerler ekranda kayıt altına alınmaktadır. Kuvvet ölçüm sistemi 0-1000 N arasında ölçüm yapmakta olup dakikada 1500 vuruşu ölçecek hassasiyette tasarlanmıştır. Kuvvet ölçüm sistemi, pnömatik sistemle çalışan deney düzeneğimizde hava basınç değerlerinin anlık değişiminden dolayı hatasız ayar yapabilmek için sistem üzerinde bulunan ekrana 10 değer kaydedilecek şekilde tasarlanmış olup, çok yüksek ve çok düşük değerler ölçüm dışı bırakılarak, ekrandaki ölçülen değerlerin ortalaması alınmaktadır ve bu sayede deney düzeneğinin kalibrasyonu yapılmaktadır. Şekil 3.2'de deney esnasında yapılan bir ölçüm görülmektedir.



**Şekil 3.2: Kuvvet ölçüm sistemi ekranı.**

Vuruş sayısını ve deney süresini hesaplamak için kullanılan sistemde Şekil 3.3'te görüldüğü gibi 2 adet ekran bulunmaktadır. Sağ taraftaki ekran pistonun

hareketi esnasında sisteme bağı olan sensör sayesinde pistonun yaptığı ileri-geri hareketinin sayısını göstermektedir ve bu sayede vuruş sayısını hesaplamaktadır. Sol taraftaki ekran vasıtasıyla, kalibrasyon işlemi esnasında numuneye uygulanan kuvvetin frekansı tespit edildikten sonra numune deney cihazına bağlanıp deney başladığı anda ekrana sıfırlama işlemi yapılmaktadır ve deney başlatılarak pano üzerinde bulunan anahtar yardımıyla süre ölçme aktif hale getirilmektedir. Böylece deney süresi hesaplanabilmektedir.



**Şekil 3.3: Vuruş sayısını ve deney süresini hesaplayan sistem.**

Şekil 3.4'te verilen ve sistem üzerinde bulunan şartlandırıcı sayesinde basınç ve basınca bağı olarak vuruş sayısını ayarlanabilmektedir.



**Şekil 3.4: Şartlandırıcı.**

### 3.2 Torklu Tornavida

Numunelere atılan vidaları eşit torkta sıkabilmek için numunelerin hazırlanması esnasında 2 Nm sıkma torkuna sahip olan torkvida kullanılmıştır (Şekil 3.5).



Şekil 3.5: Torklu tornavida.

### 3.3 Anatomik Plak

Deneylerde kullanılacak kemikleri bağlamak amacıyla Şekil 3.6'da verilen, 100x14x3,8 mm ebatında, titanyum malzemedan yapılmış, kombi delik özelliğine sahip, 7 delikli LC-DCP plaklar, Kayseri'de bulunan BNL İmplant firmasından temin edilmiştir.



Şekil 3.6: LC-DCP plak.

### 3.4 Delme Klavuzu, Matkap Ucu ve Vidalar

Numunelerin hazırlanması esnasında Şekil 3.7’de verilen, 3,5 mm ve çift korteks yerleştirilebilecek şekilde uzunluğa sahip, kilitli ve kilitsiz vidalar kullanılmıştır. Vidaların atılması esnasında Şekil 3.8’de verilen 2,7 mm çap ve 160 mm uzunluk ölçülerine sahip matkap ucu ile kemikler delinmiştir. Kilitli vidaların düzgün atılabilmesi için deliklerin delinmesi esnasında Şekil 3.9’da verilen, 2,7 mm delme klavuzu kullanılmıştır.



Şekil 3.7: Kilitli ve kilitsiz vida.



Şekil 3.8: Matkap ucu.

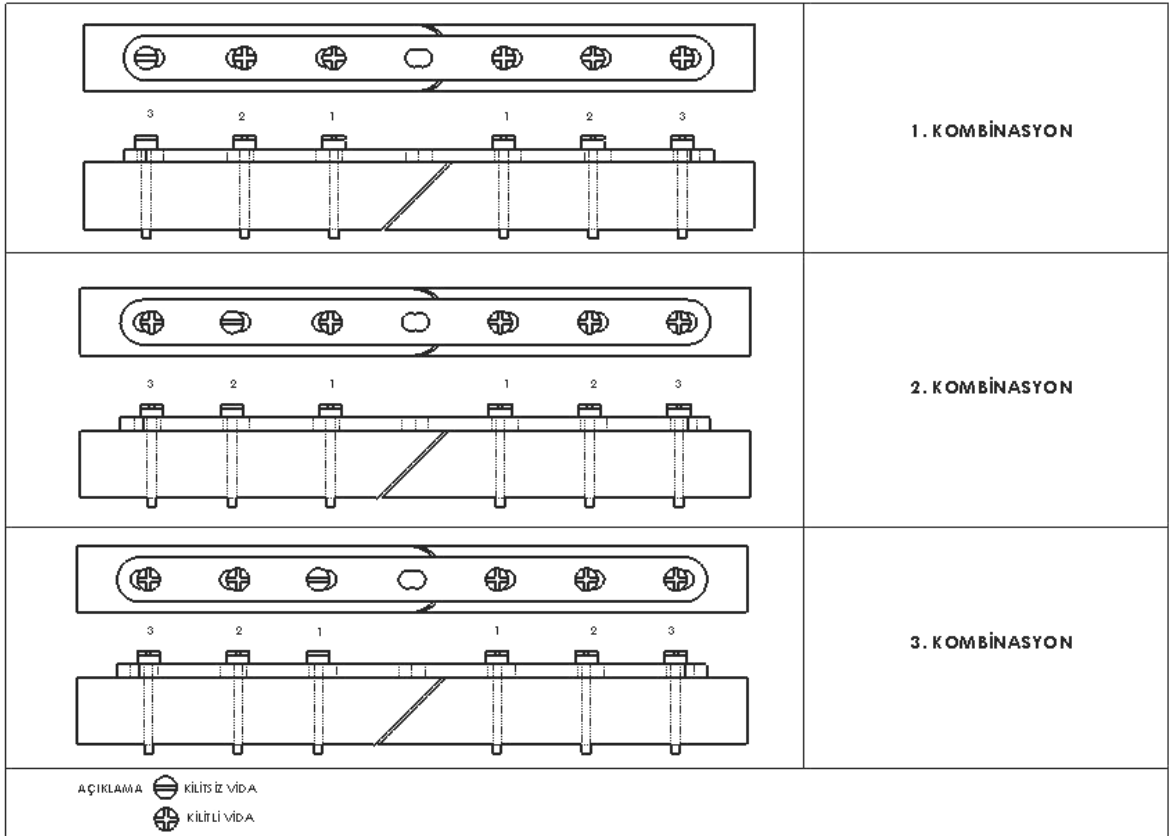


Şekil 3.9: Delme klavuzu.



### 3.5 Deney Numunelerinin Hazırlanması

Şekil 3.10’da görüldüğü gibi deney numunelerinin hazırlanması için 3 farklı kombinasyon belirlenmiştir. Belirlenen kombinasyonlar, kompresyon vidasının kuvvet uygulanan kısımda 3 farklı yerde bulunmasına göre isimlendirilmiştir. Kombinasyon 1’de kompresyon vidası, kuvvet uygulanan kısımda kırık hattına en uzak olan 3. Deliğe yerleştirilmiştir. Kombinasyon 2’de kompresyon vidası, kuvvet uygulanan kısımda 2. Deliğe yerleştirilmiştir. Kombinasyon 3’te kompresyon vidası, kuvvet uygulanan kısımda kırık hattına en yakın olan 1. Deliğe yerleştirilmiştir. Hazırlanan toplam 15 adet numune her grupta 5 adet olmak üzere gruplara ayrılmıştır. Her gruptan 1 adet numune kontrol amaçlı kullanılmıştır. Kalan numuneler deneye tabi tutulmuştur.



Şekil 3.10: Belirlenen kombinasyonlar.

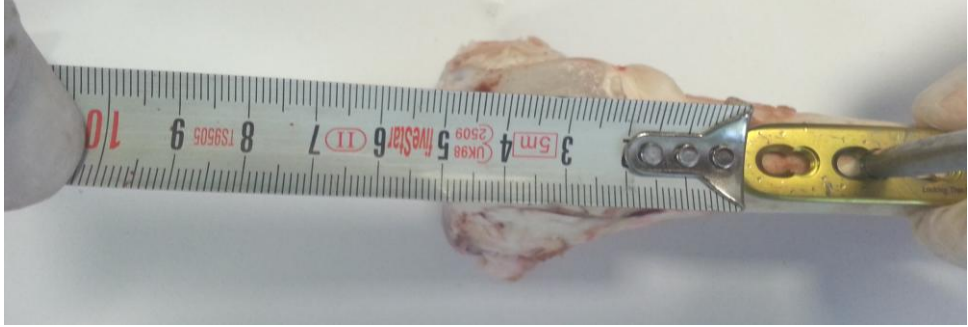
Kasaplardan temin edilen ve Şekil 3.11’de verilen, ortalama 1 yaşındaki koyunlara ait kaval kemikleri, gerekli boy ve çap ölçümleri yapıldıktan sonra kemik üzerinde bulunan bütün yumuşak dokular temizlenmiştir. Kemiklerin temizleme

işlemi bittikten sonra dış ortamda bozulmaması için  $-20^{\circ}\text{C}$ 'de derin dondurucuda saklanmıştır.



**Şekil 3.11: Deneylerde kullanılacak kemiklerden birkaç tanesi.**

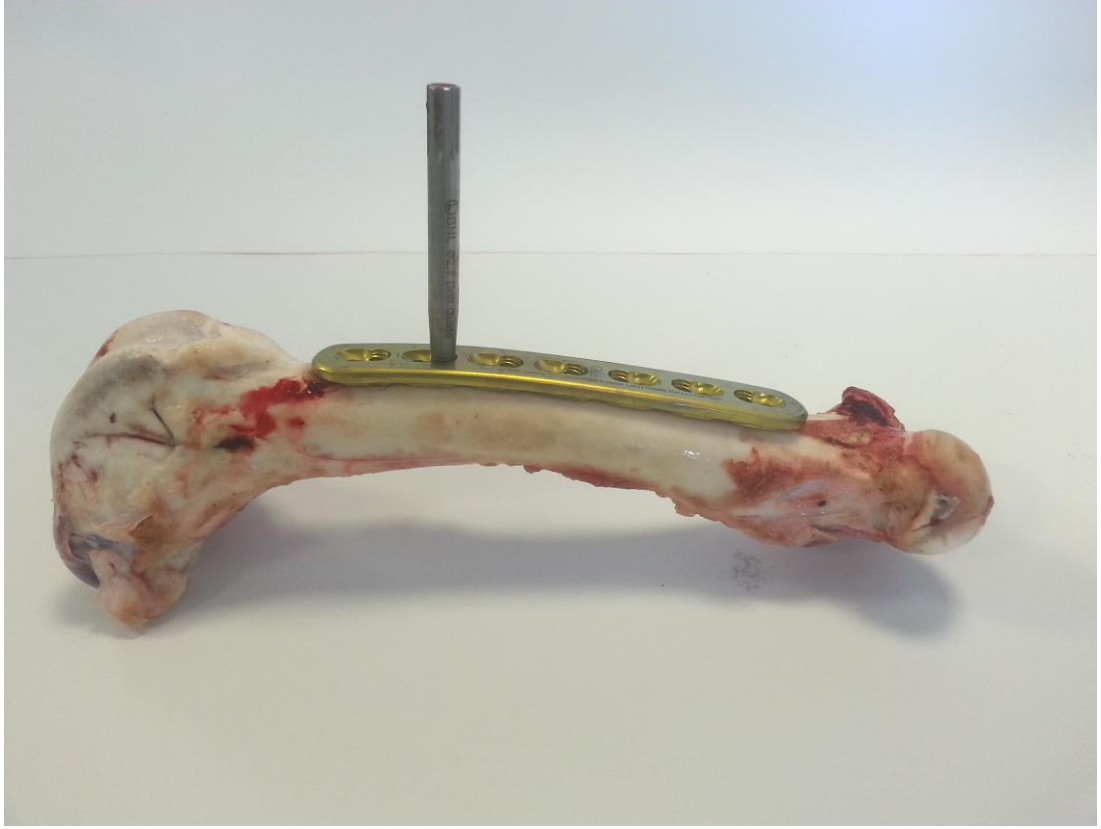
Deney için hazırlanacak numune, derin dondurucudan çıkarıldıktan sonra plak yerleşimi için Şekil 3.12’de görüldüğü gibi ölçüm alınmıştır ve kesim yapılacak yer işaretlenmiştir. Ölçümden sonra plak bükme aparatları vasıtasıyla, plağın eğimi kemiğin eğiminden biraz fazla olacak şekilde, plak bükülmüştür (Şekil 3.13-3.14).



**Şekil 3.12: Plak yerleşimi için ölçüm alma işlemi.**

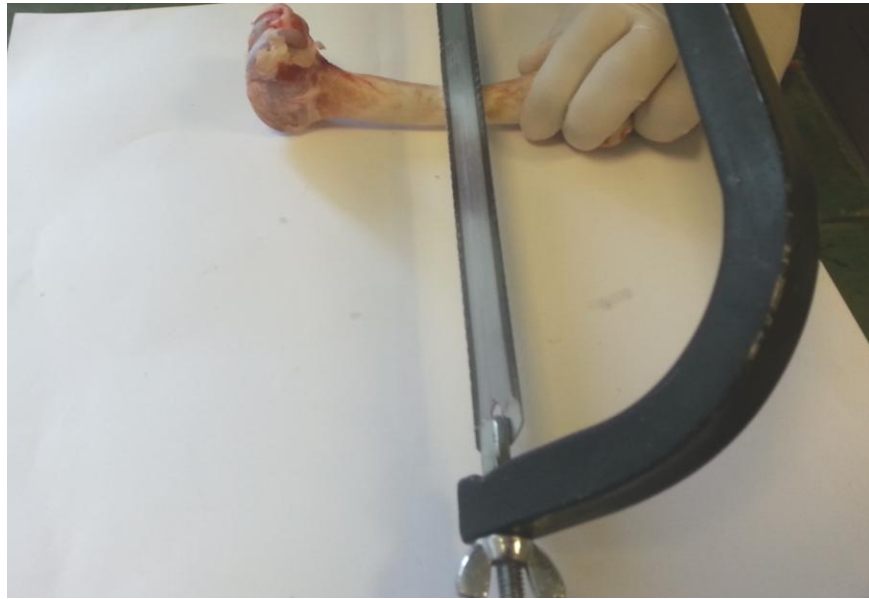


**Şekil 3.13: Plak bükme işlemi.**



**Şekil 3.14: Plak büküldükten sonra kemik üzerinde görünümü.**

Kemiklerde oblik kırık modelini oluşturmak için el testeresi vasıtasıyla işaretli kısımdan kesilmiştir (Şekil 3.15-3.16).

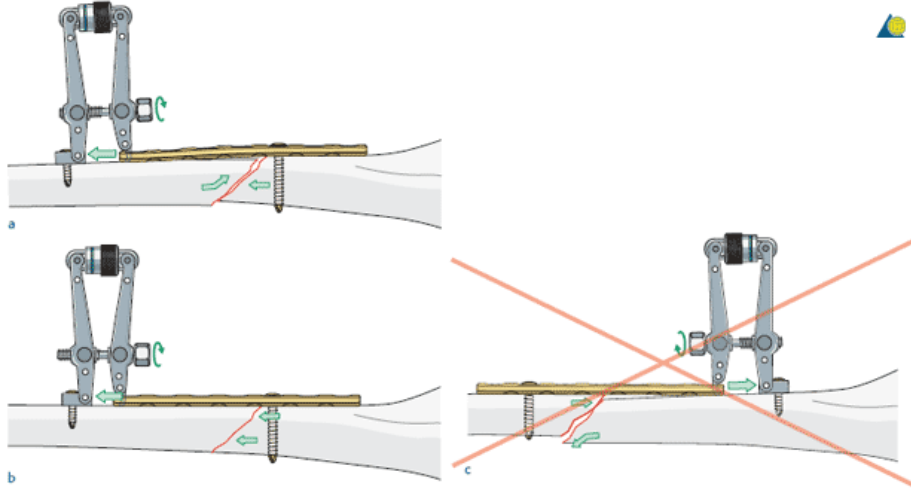


**Şekil 3.15: Kemiğin kesilmesi işlemi.**

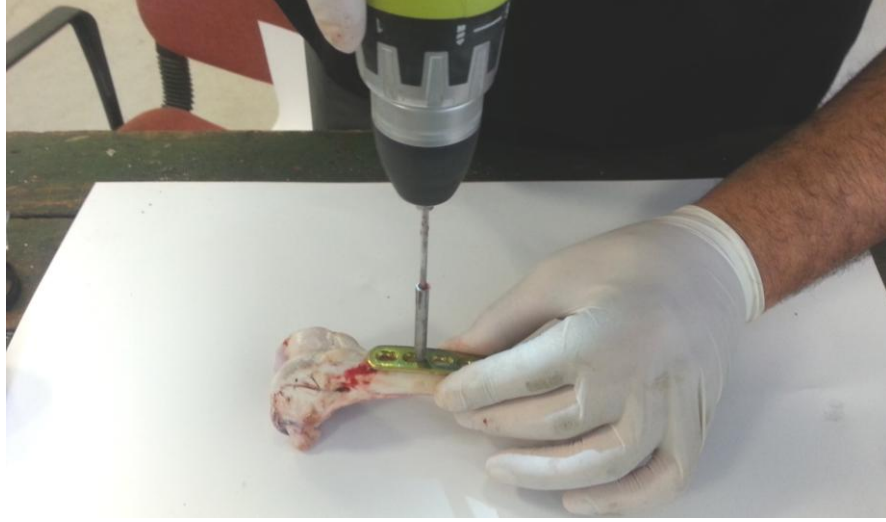


**Şekil 3.16: Kemiğin kesilmesi işlemi bittikten sonraki görüntüsü.**

Kemik kesildikten sonra elde edilen parçalar bir araya getirilerek, kemiğin üzerine plak yerleştirilmiştir. Plak sabitleme işleminde, kompresyon yöntemi için Şekil 3.17’de verilen AO prensipleri uygulanmıştır. AO prensibinde kompresyon işleminin, kırıkta ki uç kısmın vida yerleştirilen yere doğru hareket ettirilerek yapılmasını tavsiye etmektedir. Plak yerleştirildikten sonra delme klavuzu yardımıyla kemik delinmiştir ve kemiğin deney düzeneğine sabitlenecek kısmına 1 adet kilitli vida çift korteks olacak şekilde yerleştirilmiştir ve torklu tornavida ile sıkılmıştır (Şekil 3.18). Daha sonra kemiğin kuvvet uygulanan kısmında, kompresyon vidasını yerleştirmek için, hazırlanan kombinasyonlara göre ilgili yer delindikten sonra 1 adet kilitsiz vida çift korteks (kemiğin dışındaki korteks tabakanın yüzeyine dik olacak şekilde karşılıklı delinerek vidanın atılması) olacak şekilde yerleştirilmiştir ve torklu tornavida vasıtasıyla sıkılarak kırık hattına kompresyon uygulanmıştır (Şekil 3.19). Kompresyon vidasının yerleştirilmesinden sonra plağın orta kısmındaki deliği boş bırakarak, kalan diğer 4 delik, delme klavuzu vasıtasıyla delinmiştir ve hepsine çift korteks olacak şekilde kilitli vidalar yerleştirilmiştir. Yerleştirilen bu 4 vida torklu tornavida ile sıkılmıştır. Bu sayede kırık hattının her iki tarafına 3’er adet vidanın yerleştirme işlemi bitmiştir. Şekil 3.20’de verildiği gibi numune metal kalıplara sabitleme amacıyla hazır hale getirilmiştir.



**Şekil 3.17: AO prensiplerine göre kompresyon yöntemi (Lorich ve Gardner 2007) .**



**Şekil 3.18: Kilitli vida atılması için kemiğin delinmesi işlemi.**



**Şekil 3.19: Kompresyon vidasının yerleştirilmesi.**



**Şekil 3.20: Hazırlanan numune.**

Hazırlanan numuneyi deney cihazına bağlayabilmek için bir diş laboratuvarında Şekil 3.21’de verilen Weropress marka diş protezi akriliği ile metal kalıplara sabitleme işlemi yapılmıştır. Kemiğin büyük tarafı (deney düzeneğine sabitlenen kısım) 80x80x60 mm şeklinde hazırlanan metal kalıplara, küçük tarafı ise (kuvvet uygulanan kısım) 60x60x45 mm şeklinde hazırlanan metal kalıplara sabitlenmiştir (Şekil 3.22).



**Şekil 3.21: Weropress marka diş protezi akriliği.**



**Şekil 3.22: Kemiklerin metal kalıplara yerleştirilmesi işlemi.**

Şekil 3.23'te verildiği gibi kemikler 2 taraftan metal kalıplara alındıktan sonra  $-20^{\circ}\text{C}$ 'deki derin dondurucuda 3 gün saklanmıştır.



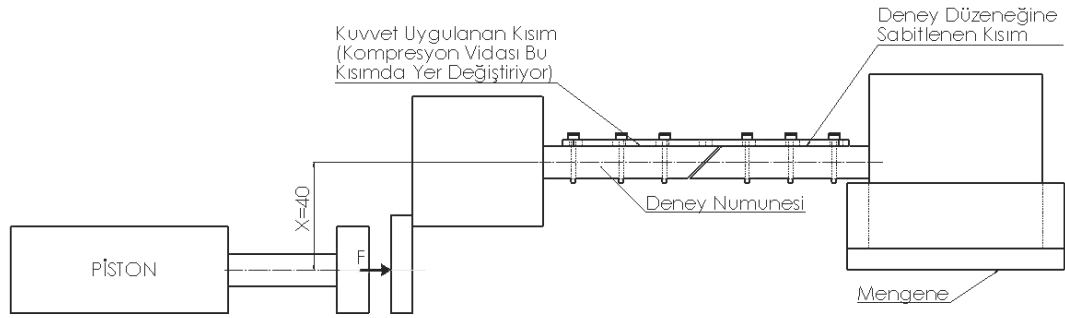
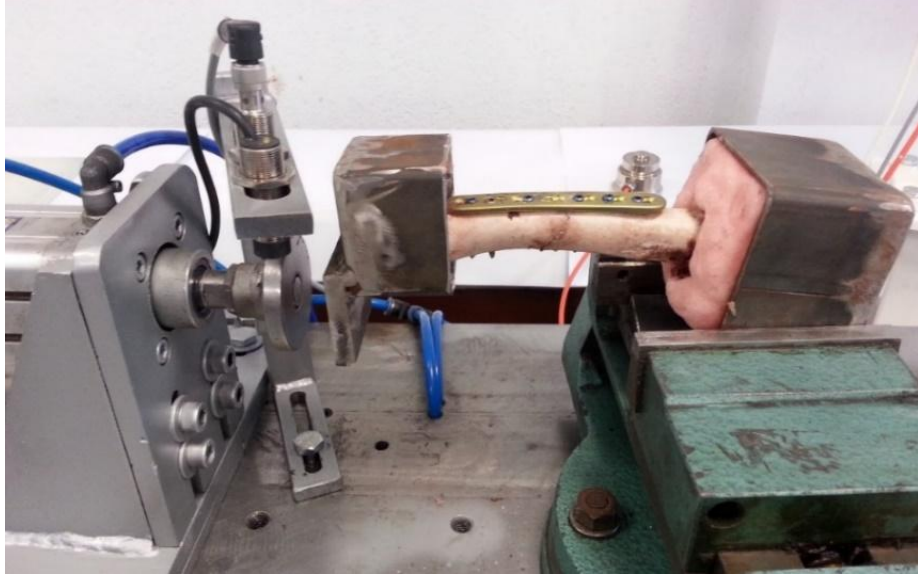
**Şekil 3.23: Kalıplama işlemi biten deney numunesi.**

### **3.6 Numunenin Deney Cihazına Bağlanması**

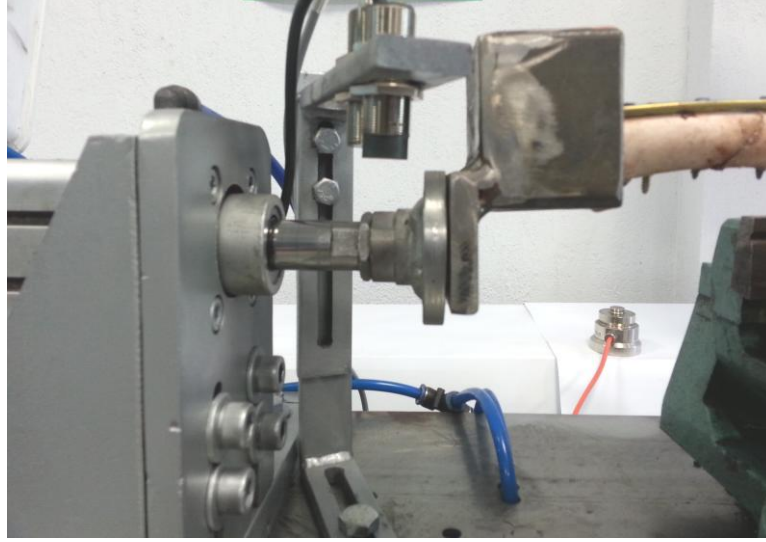
Kuvvet ölçüm sisteminde bulunan yük hücresine vuruş yapmak suretiyle numuneye uygulanacak kuvvet, şartlandırıcı vasıtasıyla basınç ve hız ayarı yapıldıktan sonra numune Şekil 3.24'te görüldüğü gibi açılı ayarlanabilir mengeneyle anahtar ile sıkılarak bağlanmıştır. Numunede eğik bağlanma söz konusu oldu ise açılı mingenenin açı ayar civataları gevşetilerek kemiğin kuvvet hattına paralel olması sağlanmıştır. Kontrol için yapılan numuneler üzerinde yapılan deneylerde, deney düzeneğinin 1,8-2,4 bar arasında düzenli çalıştığı ve kuvvet ölçüm sisteminin daha stabil ölçümler yaptığı gözlemlenmiştir. Kalibrasyon esnasında cihaz basıncı 2,2 bar ve pistonun vuruş gücü  $82\pm 3$  kg kuvvet olacak şekilde ayarlanıp kalibrasyon işlemi gerçekleştirilmiştir. Bu değerlerde pistonun deney numunesine dakikada 400 vuruş yaptığı görülmüştür. Kalibrasyon işleminin tamamlanmasından sonra deney düzeneğinde bulunan vuruş sayısı ve deney süresi göstergelerine sıfırlama işlemi yapılmıştır. Kuvvet eksenini ile kemik ekseninin aynı hizada olduğu yüklemelerde, plak-vida konstrüksiyonunun hasara uğrama şansı düşüktür çünkü anatomik plaklar aksinel kuvvet uygulandığında hasar görmeyecek şekilde dizayn edilmişlerdir.



Numunenin konumuna göre piston tutma aparatında bulunan civatalar vasıtasıyla piston konumu ayarlanmıştır ve plak-vida konstrüksiyonunu hasara uğratacak şekilde vuruş eksenini, kemik ekseninden 40 mm aşağı indirerek deneyler yapılmıştır (Şekil 3.25). Deneylerin yapılması esnasında her 5000 vuruşta deney düzeneği durdurularak vida kontrolü ve bağlantı kontrolü yapılmış olup kayıt altına alınmıştır. Şekil 3.24'te deney düzeneğinin şematik çizimi verilmiştir.



**Şekil 3.24: Numunenin deney düzeneğine bağlanmış hali.**



**Şekil 3.25: Pistonun konumunun ayarlanması.**

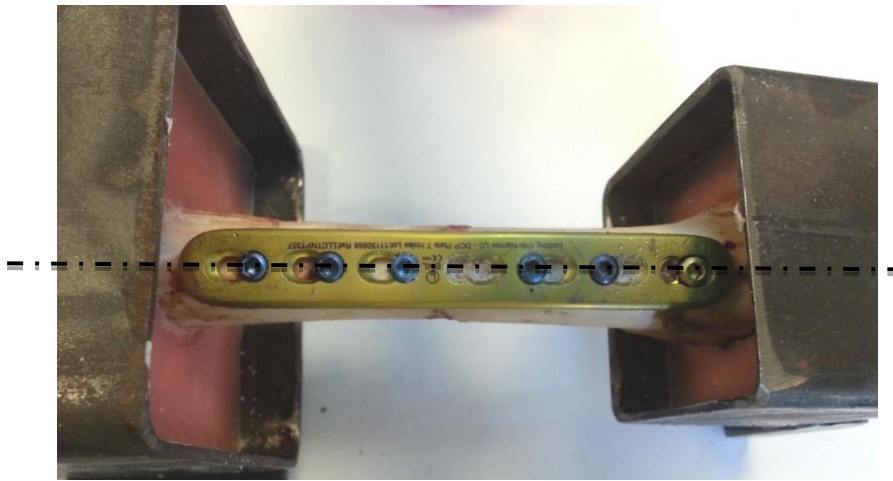
## 4. DENEYSEL ÇALIŞMALAR VE DEĞERLENDİRME

Numunelerin kalıba alınması işlemini takiben numuneler  $-20^{\circ} C$ 'deki derin dondurucuda 3 gün bekletilmiş olup bütün numuneler bağlanmadan önce kuvvet ölçüm sistemi sayesinde deney düzeneğinin kalibrasyonu yapılmıştır. Pnömatik sistemle çalışan deney düzeneğimizin basıncı 2,2 bar olarak ayarlanmış olup bu basınçta pistonun vuruş yükünün  $82 \pm 3$  kg olduğu ve dakikada 400 vuruş yaptığı tespit edilmiştir. Dinamik eğilme kuvveti altında numunelerin dayanımları incelenmiştir. Her 5000 vuruşta gerekli kontroller yapılmış olup kayıt altına alınmıştır. Numunelerin deney öncesi ve deney sonrası durumları resimlenmiştir. Kemik-plak bağlantısının gevşemesi, herhangi bir vidanın yerinden en az 2 mm çıkması, plağın kırılması ve kemiğin kırılması durumunda deneyin sonlandırılmasına karar verilmiştir.

### 4.1 1. Kombinasyon Numune Deney Sonuçları

#### 4.1.1 Kombinasyon 1 Numune 1

Deney düzeneğinin kalibrasyonu yapıldıktan sonra Şekil 4.1'de verilen Kombinasyon 1 Numune 1, deney düzeneğine bağlanıp, sistem çalıştırılmıştır.



Şekil 4.1: Kombinasyon 1 Numune 1 deney öncesi görünümü.

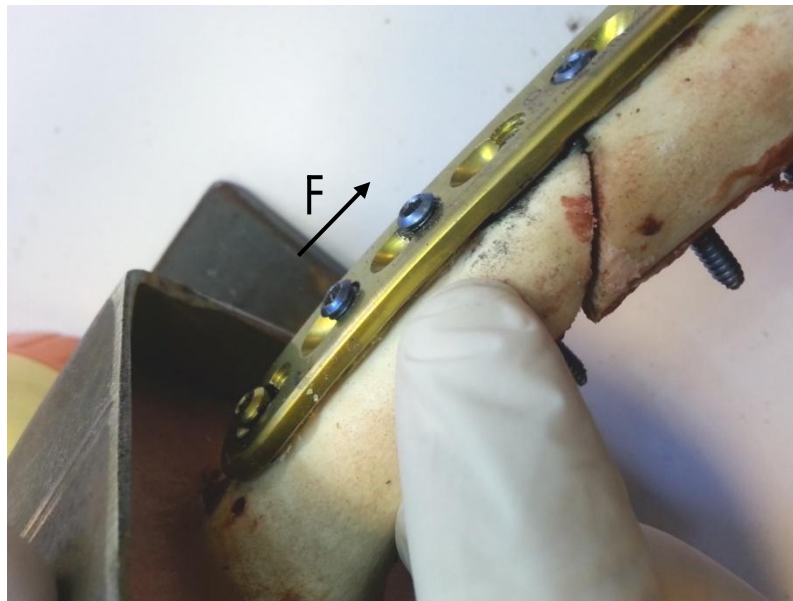
Kombinasyon 1 Numune 1'in deneyi 34617 vuruşta sonlandırılmıştır. Yapılan kontroller sonucu elde edilen veriler Tablo 4.1'de görülmektedir. Deney sonucunda kuvvet uygulanan kısımda bulunan kemik parçası ile plak arasında, kemik yüzeyine dik olacak şekilde 2 mm'den fazla boşluk meydana gelmiştir. Kuvvet uygulanan kısımda bulunan kilitli ve kiltsiz vidaların üst kısmı 2 mm'den fazla olacak şekilde plak üst yüzeyinden ayrılmıştır. Bu ayrılmalar Şekil 4.2'de görülmektedir. Bu ayrılmanın neticesinde kuvvet uygulanan kısımda kemik ile plak arasındaki yüzeyde boşluk meydana gelmiş olup kuvvet uygulanan kısımdaki bağlantıda gevşeme meydana gelmiştir. Kemikte ise kırık ve çatlak tespit edilmemiştir.

**Tablo 4.1: Kombinasyon 1 Numune 1 kontrol sonuçları.**

Vuruş Sayısı (Süre)	Vidaların Dönme Kontrolü	Bağlantının Kontrolü
5000 (12,5 min)	+*	+
10000 (25 min)	+	+
15000 (37,5 min)	+	+
20000 (50 min)	+	+
25000 (62,5 min)	+	+
30000 (75 min)	+	**

\*Sorun yok.

\*\* Kuvvet uygulanan kısımda bulunan vidaların üst yüzeyinin, plağın üst yüzeyine olan mesafesinin 1 mm'den az olacak şekilde çözünme gözlemlendi. Kemik parçalarında hiçbir yönde hareket gözlenmedi.



**Şekil 4.2: Kombinasyon 1 Numune 1 deney sonrası görünümü.**

#### 4.1.2 Kombinasyon 1 Numune 2

Deney düzeneğinin kalibrasyonu yapıldıktan sonra Şekil 4.3'te verilen Kombinasyon 1 Numune 2, deney düzeneğine bağlanıp, sistem çalıştırılmıştır.



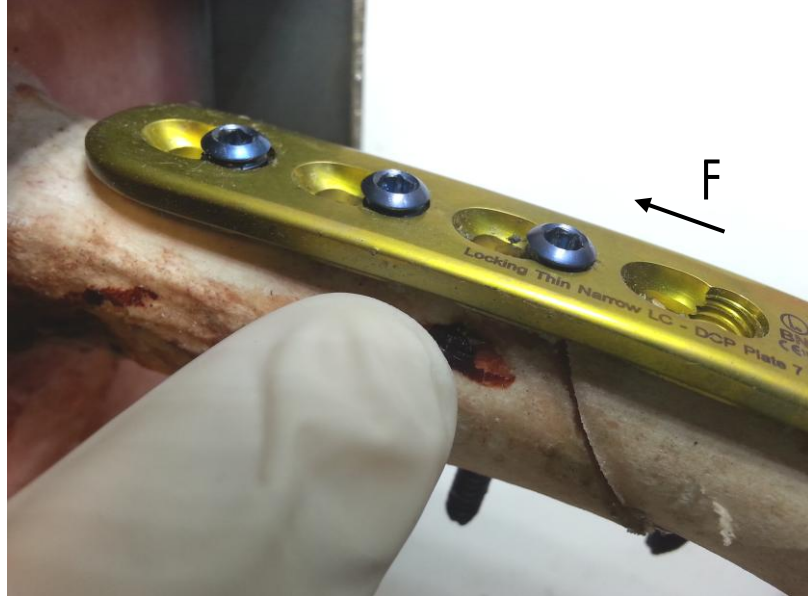
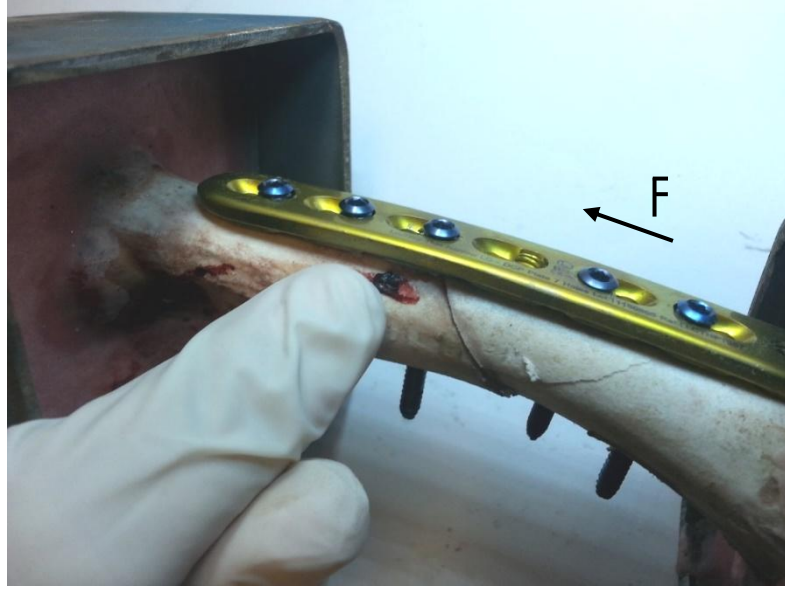
**Şekil 4.3: Kombinasyon 1 Numune 2 deney öncesi görünümü.**

Kombinasyon 1 Numune 2'nin deneyi 29638 vuruşta sonlandırılmıştır. Yapılan kontroller sonucu elde edilen veriler Tablo 4.2'de görülmektedir. Deney sonucunda deney düzeneğine sabitlenen kısımda bulunan kemik parçası ile plak arasında, kemik yüzeyine dik olacak şekilde 2 mm'den fazla boşluk meydana gelmiştir. Deney düzeneğine sabitlenen kısımda bulunan kilitli vidalarda vidaların üst kısmı 2 mm'den fazla olacak şekilde plak üst yüzeyinden ayrılmıştır. Ayrıca kuvvet uygulanan kısımda bulunan kemikte oluşan çatlakın uç kısmına doğru gelen kilitli vidada benzer şekilde 2 mm'den fazla olacak şekilde çözünme gözlemlenmiştir. Kuvvet uygulanan kısımda bulunan 1. Deliğe yerleştirilen kilitli vida ile 3. Deliğe yerleştirilen kilitsiz vidada çözünme gözlenmemiştir. Şekil 4.4'te deney düzeneğine sabitlenen kısımda bulunan kemik parçasının eksenden aşağı doğru hareket ettiği ve çözünen vidalar görülmektedir. Ayrıca görüldüğü gibi kemikte ise kuvvet uygulanan kısımda çatlak tespit edilmiştir.

**Tablo 4.2: Kombinasyon 1 Numune 2 kontrol sonuçları.**

Vuruş Sayısı (Süre)	Vidaların Dönme Kontrolü	Bağlantının Kontrolü
5000 (12,5 min)	+	+
10000 (25 min)	+	+
15000 (37,5 min)	+	+
20000 (50 min)	+	+
25000 (62,5 min)	+	*

\*Deney düzeneğine sabitlenen kısımda bulunan vidaların üst yüzeyinin, plağın üst yüzeyine olan mesafesinin 1 mm'den az olacak şekilde çözünme gözlemlendi. Kemik parçalarında hiçbir yönde hareket gözlenmedi.



**Şekil 4.4: Kombinasyon 1 Numune 2 deney sonrası görünüşleri.**

### 4.1.3 Kombinasyon 1 Numune 3

Deney düzeneğinin kalibrasyonu yapıldıktan sonra Şekil 4.5'te verilen Kombinasyon 1 Numune 3, deney düzeneğine bağlanıp, sistem çalıştırılmıştır.



Şekil 4.5: Kombinasyon 1 Numune 3 deney öncesi görünümü.

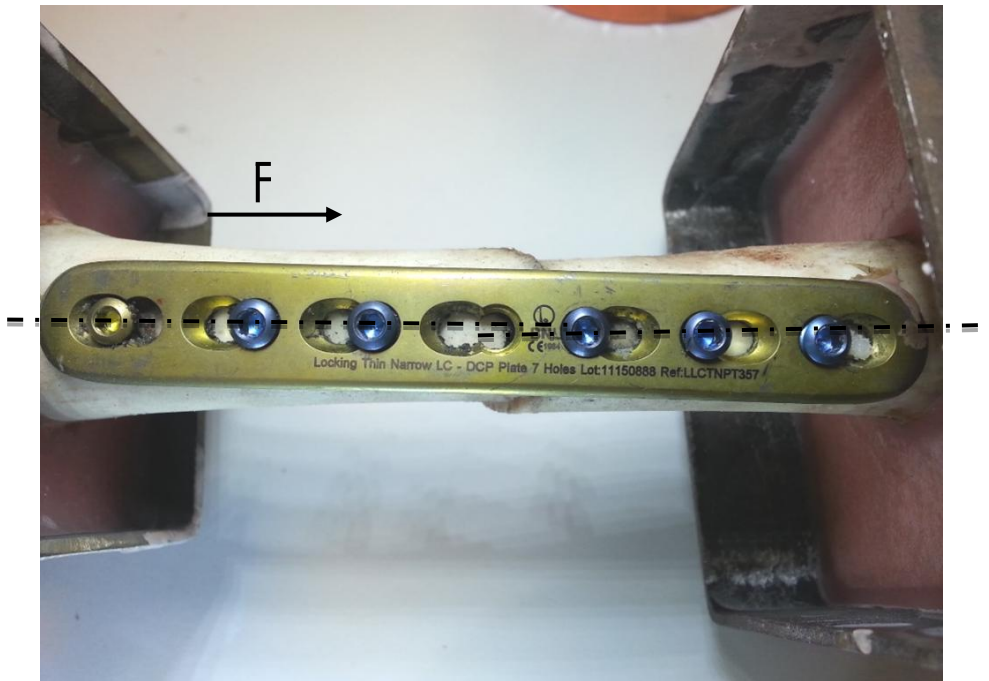
Kombinasyon 1 Numune 3'ün deneyi 37254 vuruşta sonlandırılmıştır. Yapılan kontroller sonucu elde edilen veriler Tablo 4.3'de görülmektedir. Deney sonucunda kuvvet uygulanan kısımda kemik parçası ile plak arasında, kemik yüzeyine dik olacak şekilde 2 mm'den fazla boşluk ve deney düzeneğine sabitlenen kısımda bulunan kemik parçası ile plak arasında, kemik yüzeyine dik olacak şekilde yaklaşık 2 mm boşluk meydana gelmiştir. Ayrıca kemik parçalarında yanal yüzeylerde de hareket tespit edilmiştir. Yanal yüzeylerdeki hareketten dolayı kemik ekseninde kayma meydana gelmiştir. Her iki tarafta bulunan bütün vidalarda vidaların üst kısmı 2 mm'den fazla olacak şekilde plak üst yüzeyinden ayrılmıştır. Vidaların çözünmesi ve meydana gelen eksen kayması Şekil 4.6'da görülmekte olup, kemikte ise kırık ve çatlak tespit edilmemiştir.

Tablo 4.3: Kombinasyon 1 Numune 3 kontrol sonuçları.

Vuruş Sayısı (Süre)	Vidaların Dönme Kontrolü	Bağlantının Kontrolü
5000 (12,5 min)	+	+
10000 (25 min)	+	+
15000 (37,5 min)	+	+
20000 (50 min)	+	+
25000 (62,5 min)	+	+
30000 (75 min)	+	*
35000 (87,5 min)	+	**

\*Kuvvet uygulanan kısımda bulunan kilitli vidaların üst yüzeyinin, plağın üst yüzeyine olan mesafesinin 1 mm'den az olacak şekilde çözünme gözlemlendi. Kemik parçalarında hiçbir yönde hareket gözlenmedi.

\*\*Kuvvet uygulanan kısımda bulunan kilitli vidaların çözünmesinde 1mm'yi geçmeyecek şekilde artış ve deney düzeneğine sabitlenen kısımda bulunan kilitli vidalarda plağın üst yüzeyine olan mesafesinin 1 mm'den az olacak şekilde çözünme gözlemlendi. Kemik parçalarında hiçbir yönde hareket gözlenmedi.



Şekil 4.6: Kombinasyon 1 Numune 3 deney sonrası görünümüleri.



#### 4.1.4 Kombinasyon 1 Numune 4

Deney düzeneğinin kalibrasyonu yapıldıktan sonra Şekil 4.7’de verilen Kombinasyon 1 Numune 4, deney düzeneğine bağlanıp, sistem çalıştırılmıştır.



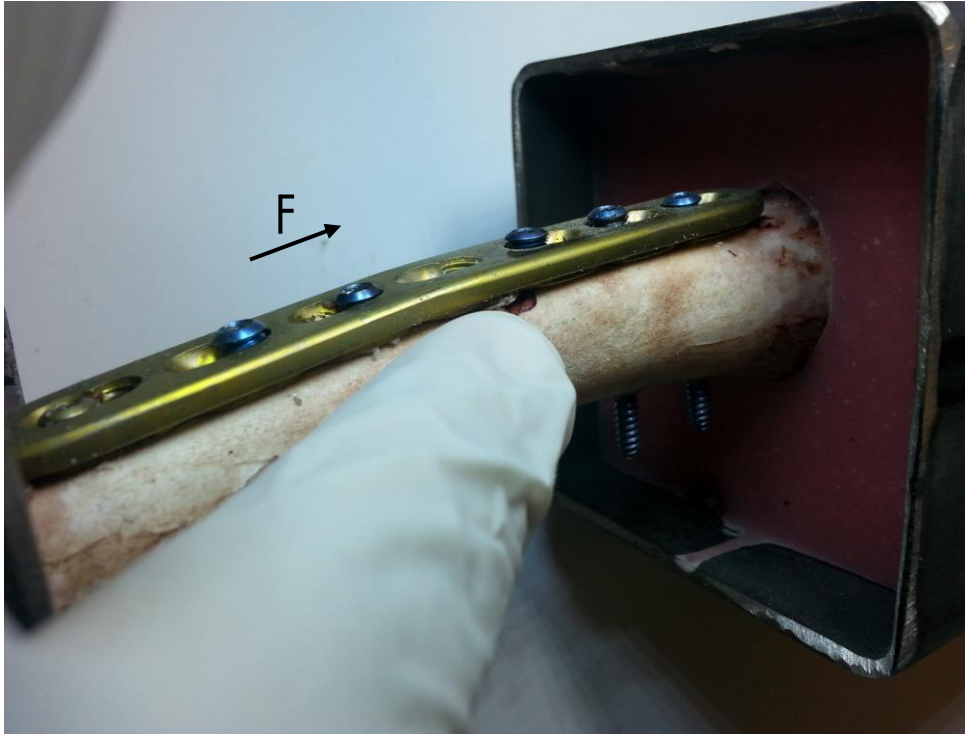
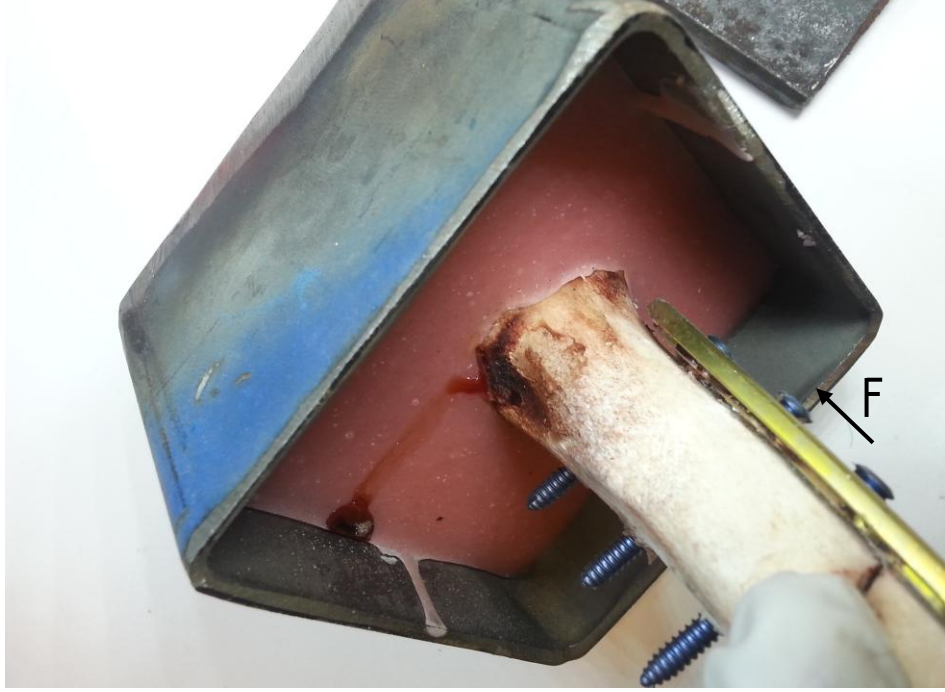
Şekil 4.7: Kombinasyon 1 Numune 4 deney öncesi görünümü.

Kombinasyon 1 Numune 4’ün deneyi 33502 vuruşta sonlandırılmıştır. Yapılan kontroller sonucu elde edilen veriler Tablo 4.4’te görülmektedir. Deney sonucunda deney düzeneğine sabitlenen kısımda kemik parçası ile plak arasında, kemik yüzeyine dik olacak şekilde 2 mm’den fazla boşluk meydana gelmiştir. Deney düzeneğine sabitlenen kısımda bütün kilitli vidalarda ve kuvvet uygulanan kısımda 2. Delikte bulunan kilitli vidada, vidaların üst kısmı 2 mm’den çok olacak şekilde plak üst yüzeyinden ayrılmıştır. Şekil 4.8’de vidaların son durumu ve plağın kemik yüzeyinden ayrılması görülmekte olup, kemikte ise kırık ve çatlak tespit edilmemiştir.

Tablo 4.4: Kombinasyon 1 Numune 4 kontrol sonuçları.

Vuruş Sayısı (Süre)	Vidaların Dönme Kontrolü	Bağlantının Kontrolü
5000 (12,5 min)	+	+
10000 (25 min)	+	+
15000 (37,5 min)	+	+
20000 (50 min)	+	+
25000 (62,5 min)	+	+
30000 (75 min)	+	*

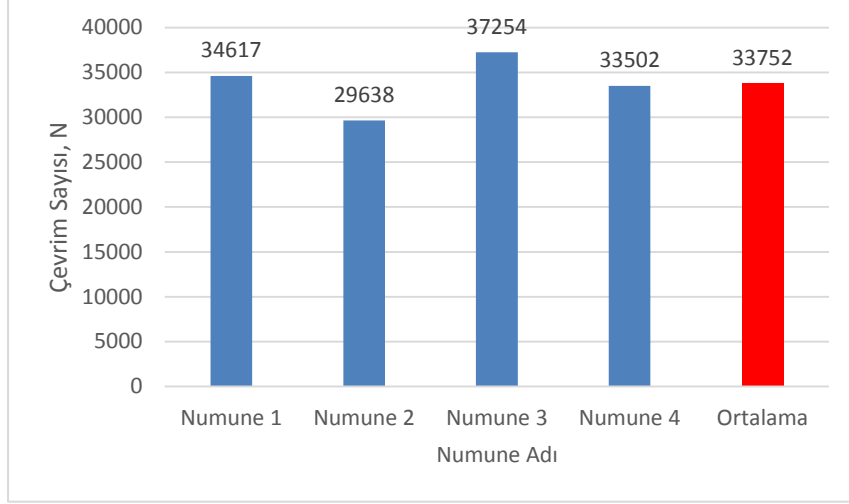
\*Deney düzeneğine sabitlenen kısımda bulunan kilitli vidaların üst yüzeyinin, plağın üst yüzeyine olan mesafesinin 1 mm'den az olacak şekilde çözünme gözlemlendi. Kemik parçalarında hiçbir yönde hareket gözlenmedi.



Şekil 4.8: Kombinasyon 1 Numune 4 deney sonrası görünümüleri.

#### 4.1.5 1. Kombinasyon Ölçüm Değerleri

Şekil 4.9'da 1. Kombinasyona ait numunelerin deneyleri sonucunda elde edilen veriler ve bu verilerin ortalaması grafik üzerinde görülmektedir.



**Şekil 4.9: 1. Kombinasyon ölçüm değerleri.**

1. Kombinasyon sonuçları incelendiğinde yapılan deneyler 1. Numunede 34617, 2. Numunede 29638, 3. Numunede 37254, 4. Numunede 33502 vuruşta sonlandırılmıştır. 1. Numunede kuvvet uygulanan kısımda plak ile kemik arasında boşluk, 2. Numunede deney düzeneğine sabitlenen kısımda plak ve kemik arasında boşluk, 3. Numunede her iki kısımda da plak ile kemik arasında boşluk oluştuktan sonra kemiklerde yanal yüzeylerde meydana gelen hareket neticesinde kemik ekseninde sapma ve 4. Numunede deney düzeneğine sabitlenen kısımda kemik ile plak arasında boşluk meydana gelmiştir. Sadece 2. Numunede kemikte kuvvet uygulanan kısımda çatlak gözlenmiştir. Diğer numunelerde herhangi bir kırık veya çatlakla rastlanmamıştır. Kuvvetin uygulanması esnasında kemik yapısına bağlı olarak kırık hattındaki hareket artmaktadır. Kırık hattında birbirine temas eden kemik parçalarının, küçük parçalar şeklinde kırılıp bölgeden ayrılmasından sonra boşluk artmakta ve buna bağlı olarak kırık hattındaki harekette artmaktadır. Kırık hattındaki hareketin artmasından dolayı plakta meydana gelen eğilme artmaktadır ve bu olay vidaları dik ekseninde yerinden çıkmaya zorlamaktadır. Daha düşük vuruş sayısında sonlandırdığımız deneylerde kırık hattındaki boşluk daha erken sürede oluşmuş olup deneyin devamında bağlantının hasar görmesine neden olmuştur. Ayrıca kemik

ölçüleri her ne kadar birbirine yakında olsa küçük miktarda ölçü ve şekil farklılıkları sonuçların farklı çıkmasını da etkilemektedir.

## 4.2 2. Kombinasyon Numune Deney Sonuçları

### 4.2.1 Kombinasyon 2 Numune 1

Deney düzeneğinin kalibrasyonu yapıldıktan sonra Şekil 4.10'da verilen Kombinasyon 2 Numune 1, deney düzeneğine bağlanıp, sistem çalıştırılmıştır.



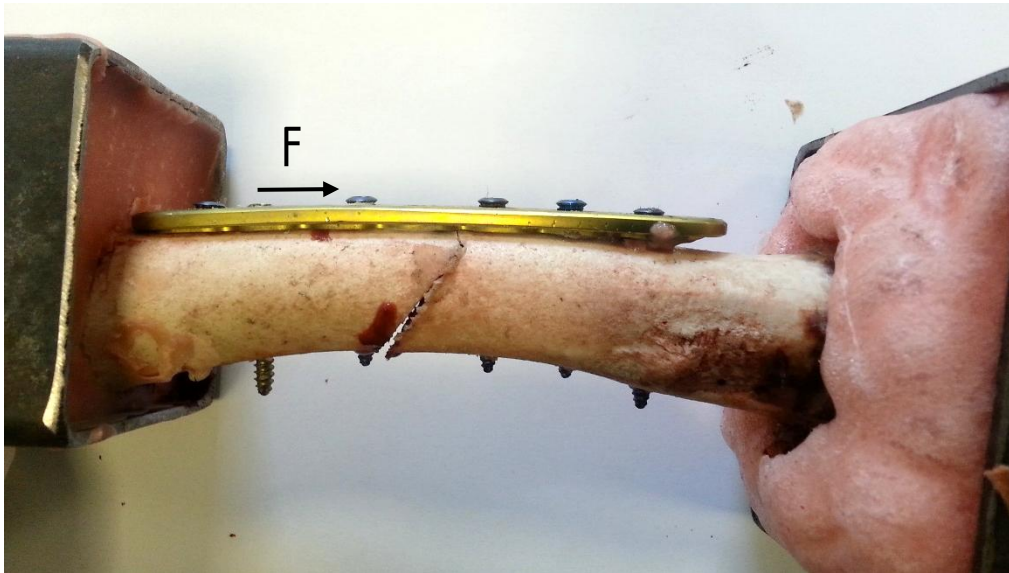
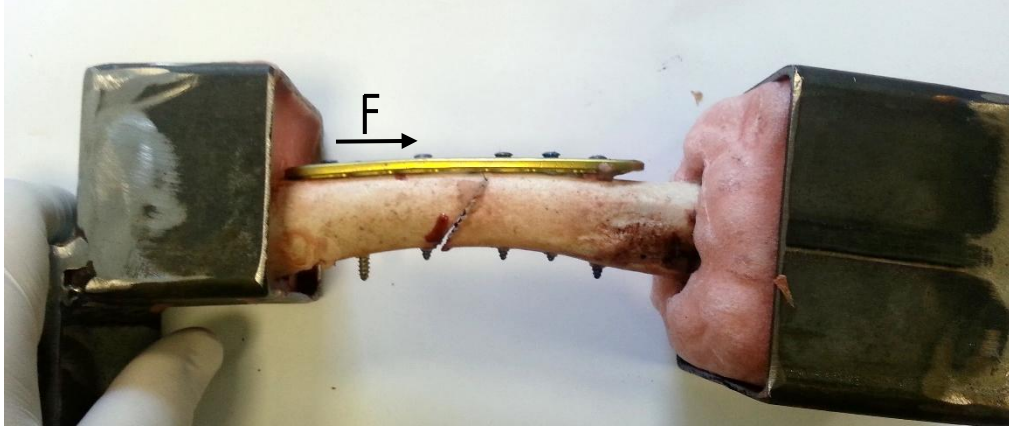
**Şekil 4.10: Kombinasyon 2 Numune 1 deney öncesi görünümü.**

Kombinasyon 2 Numune 1'in deneyi 39842 vuruşta sonlandırılmıştır. Yapılan kontroller sonucu elde edilen veriler Tablo 4.5'te görülmektedir. Deney sonucunda deney düzeneğine sabitlenen kısımda kemik parçası ile plak arasında, kemik yüzeyine dik olacak şekilde 2 mm'den fazla boşluk meydana gelmiştir. Şekil 4.11'de görüldüğü gibi deney düzeneğine sabitlenen kısımda kilitli vidalarda ve kuvvet uygulanan kısımda 1. Delikte bulunan kilitli vidada, vidaların üst kısmı 2 mm'den çok olacak şekilde plak üst yüzeyinden ayrılmıştır. Kuvvet uygulanan kısımda 3. Delikte bulunan kilitli vidada yaklaşık 1 mm çözünme gözlenmiştir. Kemikte ise kırık ve çatlak tespit edilmemiştir.

**Tablo 4.5: Kombinasyon 2 Numune 1 kontrol sonuçları.**

Vuruş Sayısı (Süre)	Vidaların Dönme Kontrolü	Bağlantının Kontrolü
5000 (12,5 min)	+	+
10000 (25 min)	+	+
15000 (37,5 min)	+	+
20000 (50 min)	+	+
25000 (62,5 min)	+	+
30000 (75 min)	+	+
35000 (87,5 min)	+	*

\*Deney düzeneğine sabitlenen kısımda bulunan kilitli vidaların üst yüzeyinin, plağın üst yüzeyine olan mesafesinin 1 mm'den az olacak şekilde çözünme gözlemlendi. Kemik parçalarında hiçbir yönde hareket gözlenmedi.



**Şekil 4.11: Kombinasyon 2 Numune 1 deney sonrası görünümleri.**

#### 4.2.2 Kombinasyon 2 Numune 2

Deney düzeneğinin kalibrasyonu yapıldıktan sonra Şekil 4.12’de verilen Kombinasyon 2 Numune 2, deney düzeneğine bağlanıp, sistem çalıştırılmıştır.



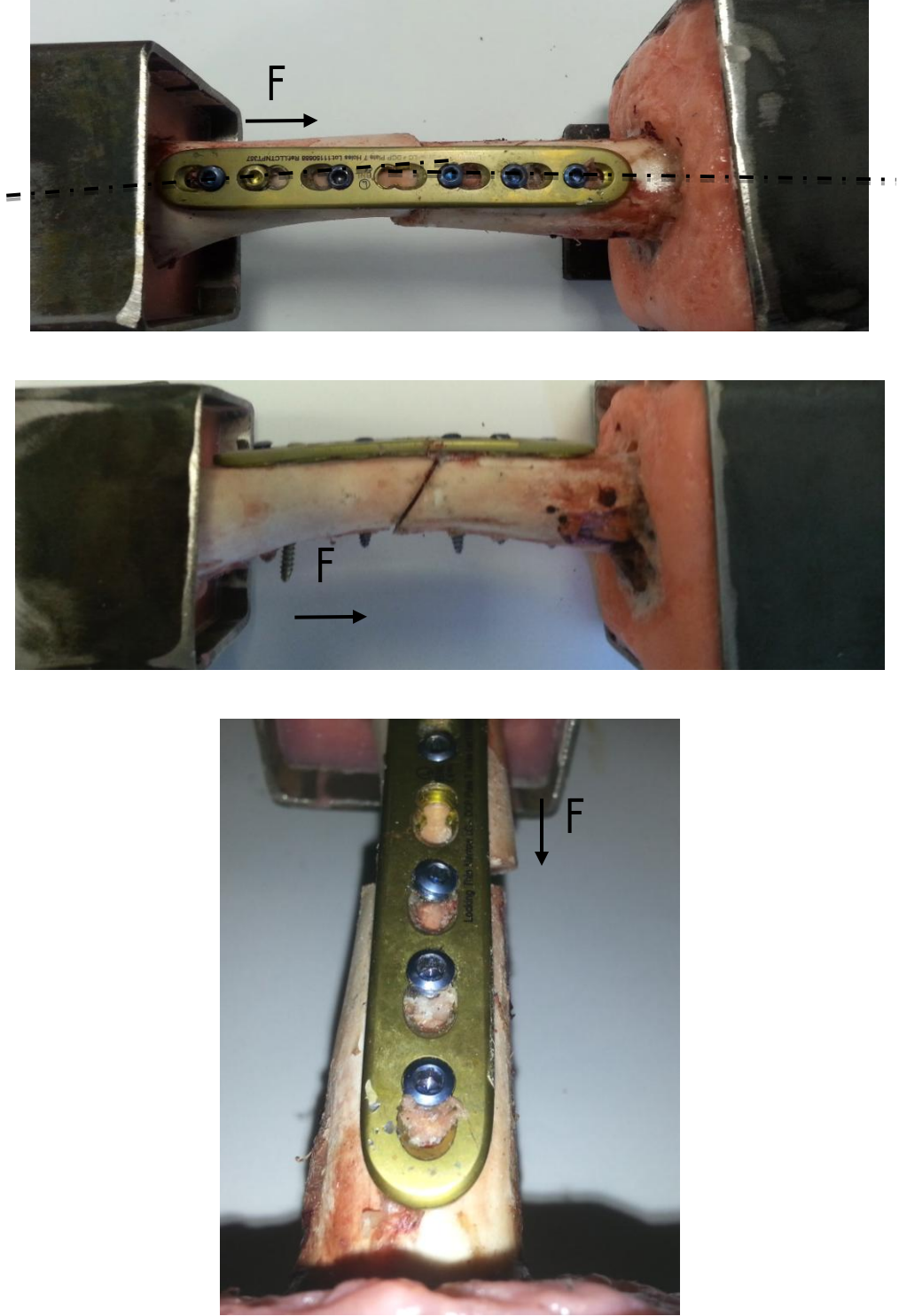
**Şekil 4.12: Kombinasyon 2 Numune 2 deney öncesi görünümü.**

Kombinasyon 2 Numune 2’nin deneyi 42970 vuruşta sonlandırılmıştır. Yapılan kontroller sonucu elde edilen veriler Tablo 4.6’da görülmektedir. Deney sonucunda kuvvet uygulanan kısımda 3. Delikte bulunan kilitli vida 2 mm’den fazla, 1. Delikte bulunan kilitli vida yaklaşık 1,5 mm, düzeneğine sabitlenen kısımda 1. ve 2. Delikte bulunan vidalar yaklaşık 2 mm olacak şekilde vidaların üst yüzeylerinin plağın üst yüzeylerinden ayrıldığı gözlemlenmiştir. Ayrıca kuvvet uygulanan kısımda bulunan kilitsiz vidada ve deney düzeneğine sabitlenen kısımda 1. Delikte bulunan kilitli vidada, vidanın atıldığı dik eksenden sapma olduğu tespit edilmiştir. Kuvvet uygulanan kısımda bulunan kemik parçası ile plak yüzeyi arasında 1,5 mm kadar boşluk oluştuğu ve bağlantının hasara uğramasına neden olan asıl hareketin yanal yüzeylerin hareketinden kaynaklandığı gözlemlenmiştir. Şekil 4.13’te kemik ekseninde meydana gelen kayma, vida ekseninde meydana gelen sapma ve vidaların pozisyonları görülmektedir. Kemikte ise kırık ve çatlak tespit edilmemiştir.

**Tablo 4.6: Kombinasyon 2 Numune 2 kontrol sonuçları.**

Vuruş Sayısı (Süre)	Vidaların Dönme Kontrolü	Bağlantının Kontrolü
5000 (12,5 min)	+	+
10000 (25 min)	+	+
15000 (37,5 min)	+	+
20000 (50 min)	+	+
25000 (62,5 min)	+	+
30000 (75 min)	+	+
35000 (87,5 min)	+	+
40000 (100 min)	+	*

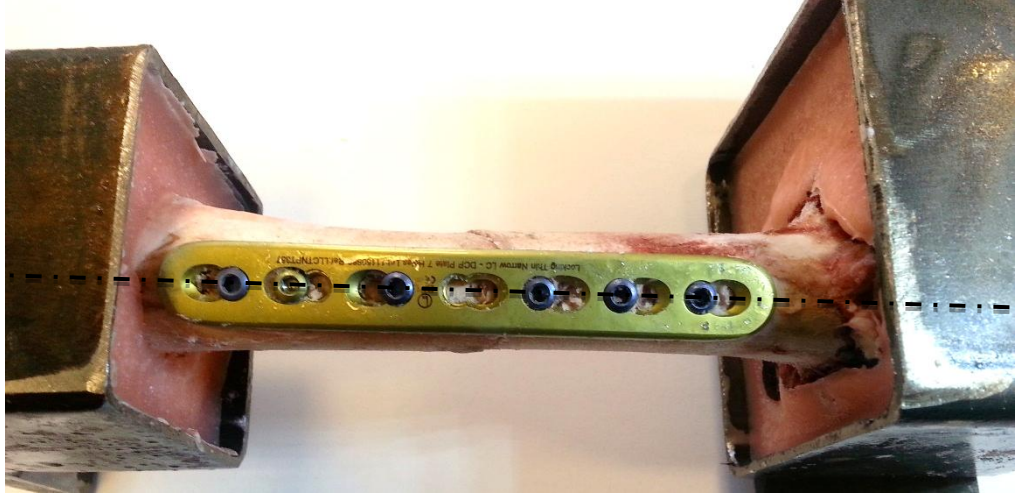
\*Kuvvet uygulanan kısımda bulunan 3. Delikteki kilitli vidanın üst yüzeyinin, plağın üst yüzeyine olan mesafesinin 1 mm'den az olacak şekilde çözünme gözlemlendi. Kemik parçalarında hiçbir yönde hareket gözlenmedi.



Şekil 4.13: Kombinasyon 2 Numune 2 deney sonrası görüntüleri.

### 4.2.3 Kombinasyon 2 Numune 3

Deney düzeneğinin kalibrasyonu yapıldıktan sonra Şekil 4.14'te verilen Kombinasyon 2 Numune 3, deney düzeneğine bağlanıp, sistem çalıştırılmıştır.



**Şekil 4.14: Kombinasyon 2 Numune 3 deney öncesi görünümü.**

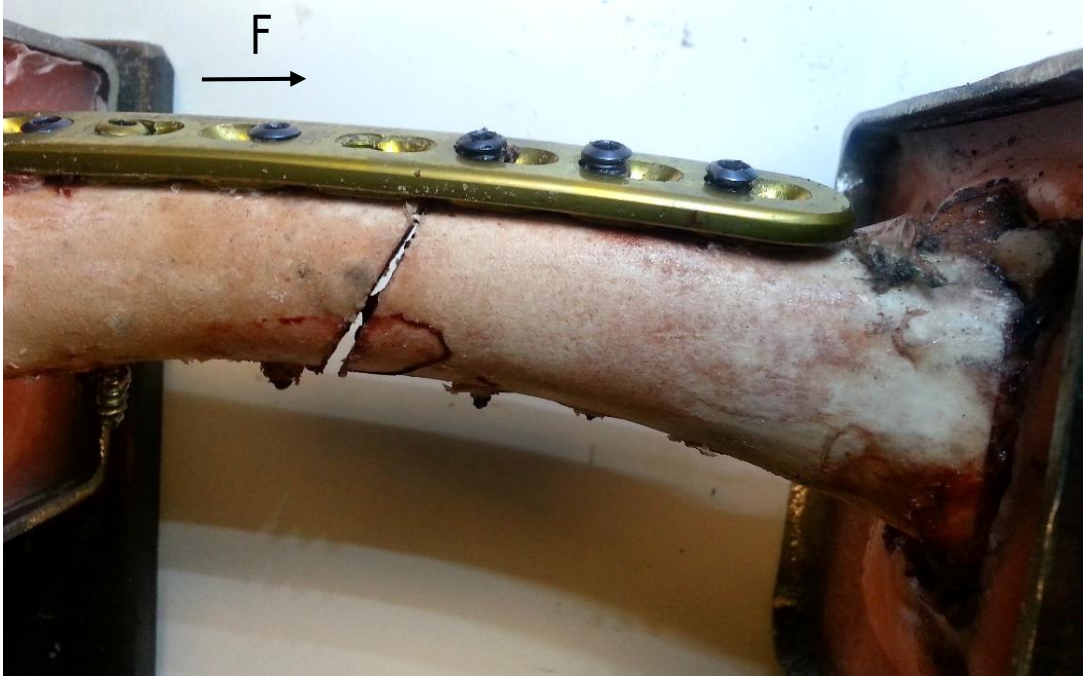
Kombinasyon 2 Numune 3'ün deneyi 37083 vuruşta sonlandırılmıştır. Yapılan kontroller sonucu elde edilen veriler Tablo 4.7'de görülmektedir. Deney sonucunda deney düzeneğine sabitlenen kısımda kemik parçası ile plak arasında, kemik yüzeyine dik olacak şekilde 2 mm'den fazla boşluk meydana gelmiştir. Şekil 4.15'te görüldüğü gibi deney düzeneğine sabitlenen kısımda bulunan kilitli vidalarda, vidaların üst kısmı 2 mm'den çok olacak şekilde plak üst yüzeyinden ayrılmış olup kemikte ise kırık ve çatlak tespit edilmemiştir.

**Tablo 4.7: Kombinasyon 2 Numune 3 kontrol sonuçları.**

Vuruş Sayısı (Süre)	Vidaların Dönme Kontrolü	Bağlantının Kontrolü
5000 (12,5 min)	+	+
10000 (25 min)	+	+
15000 (37,5 min)	+	+
20000 (50 min)	+	+
25000 (62,5 min)	+	+
30000 (75 min)	+	+
35000 (87,5 min)	+	*

\*Deney düzeneğine sabitlenen kısımda bulunan kilitli vidaların üst yüzeyinin, plağın üst yüzeyine olan mesafesinin 1 mm'den az olacak şekilde çözünme gözlemlendi. Kemik parçalarında hiçbir yönde hareket gözlenmedi.





Şekil 4.15: Kombinasyon 2 Numune 3 deney sonrası görünümleri.

#### 4.2.4 Kombinasyon 2 Numune 4

Deney düzeneğinin kalibrasyonu yapıldıktan sonra Şekil 4.16’da verilen Kombinasyon 2 Numune 4, deney düzeneğine bağlanıp, sistem çalıştırılmıştır.



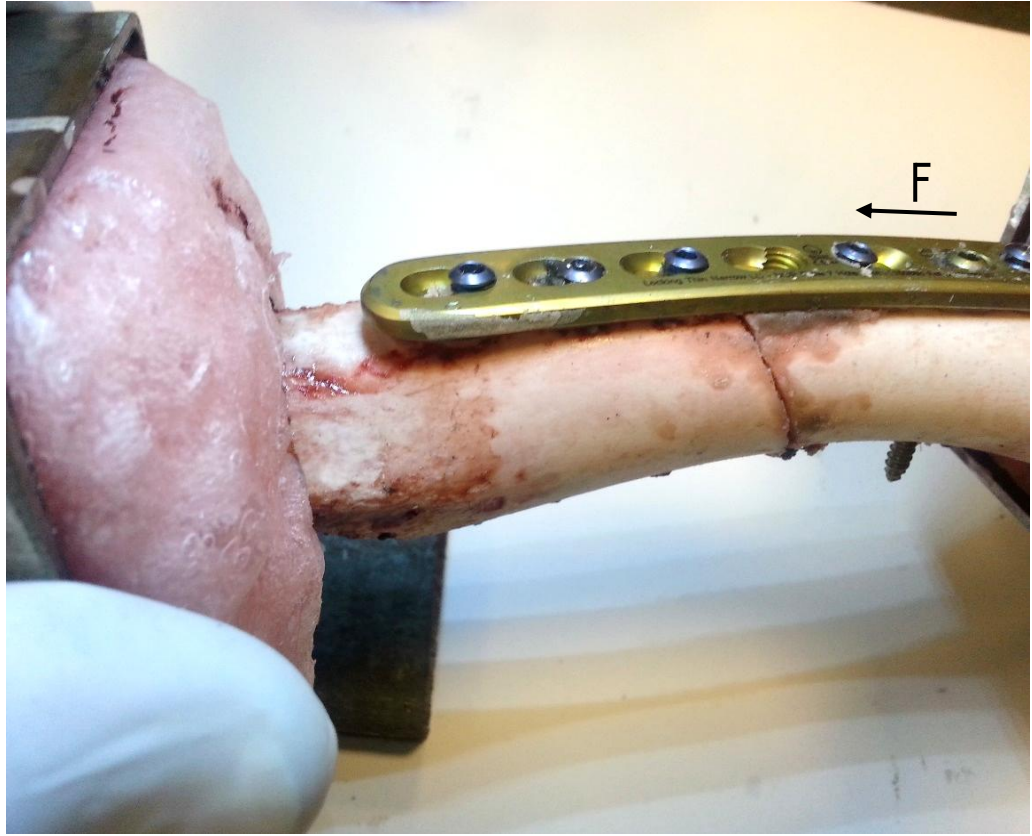
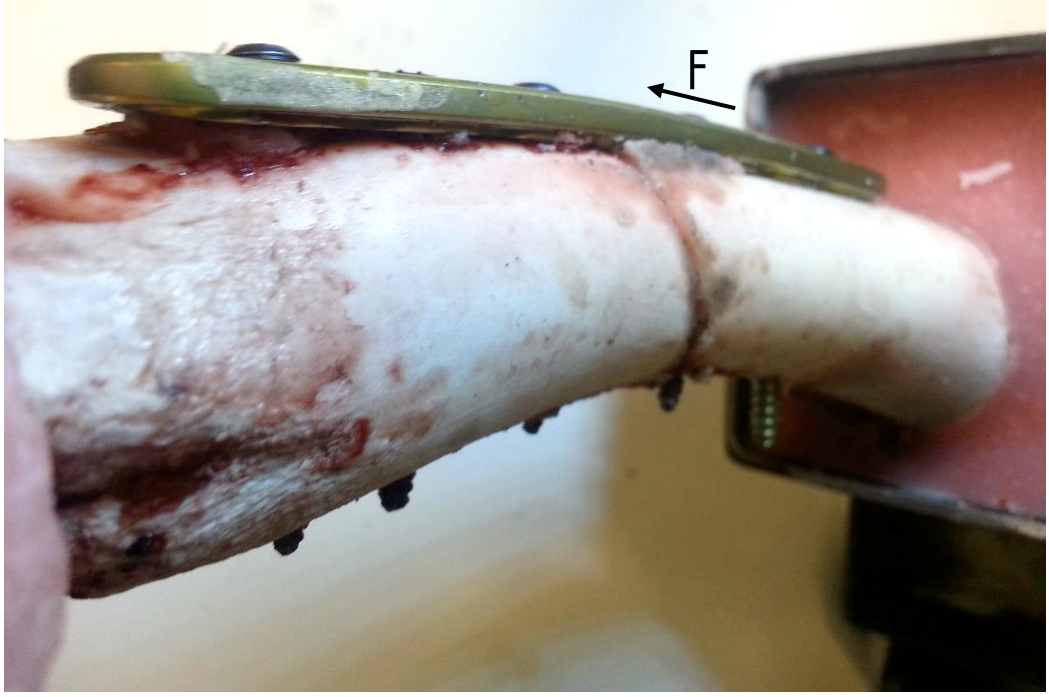
**Şekil 4.16: Kombinasyon 2 Numune 4 deney öncesi görünümü.**

Kombinasyon 2 Numune 4’ün deneyi 34915 vuruşta sonlandırılmıştır. Yapılan kontroller sonucu elde edilen veriler Tablo 4.8’de görülmektedir. Deney sonucunda düzeneğe sabitlenen kısımda kemik parçası ile plak arasında, kemik yüzeyine dik olacak şekilde 2 mm’den fazla boşluk meydana gelmiştir. Şekil 4.17’de görüldüğü gibi deney düzeneğine sabitlenen kısımda 1. ve 3. Delikte bulunan kilitli vidalarda, vidaların üst kısmı 2 mm’den çok olacak şekilde plak üst yüzeyinden ayrılmış olup 2. Delikte bulunan vidada plaktan ayrılma gözlenmemiştir. 2. Delikte bulunan kilitli vidada kemik kısmındaki dişlerde sıyrılma meydana gelmiştir. Kuvvet uygulanan kısımda 1. Delikteki vidada yaklaşık 1 mm ve 3. Delikteki vidada 2 mm’den çok olmak üzere vidanın üst yüzeyi plağın üst yüzeyinden ayrılmıştır. Kemikte ise kırık ve çatlak tespit edilmemiştir.

**Tablo 4.8: Kombinasyon 2 Numune 4 kontrol sonuçları.**

Vuruş Sayısı (Süre)	Vidaların Dönme Kontrolü	Bağlantının Kontrolü
5000 (12,5 min)	+	+
10000 (25 min)	+	+
15000 (37,5 min)	+	+
20000 (50 min)	+	+
25000 (62,5 min)	+	+
30000 (75 min)	+	*

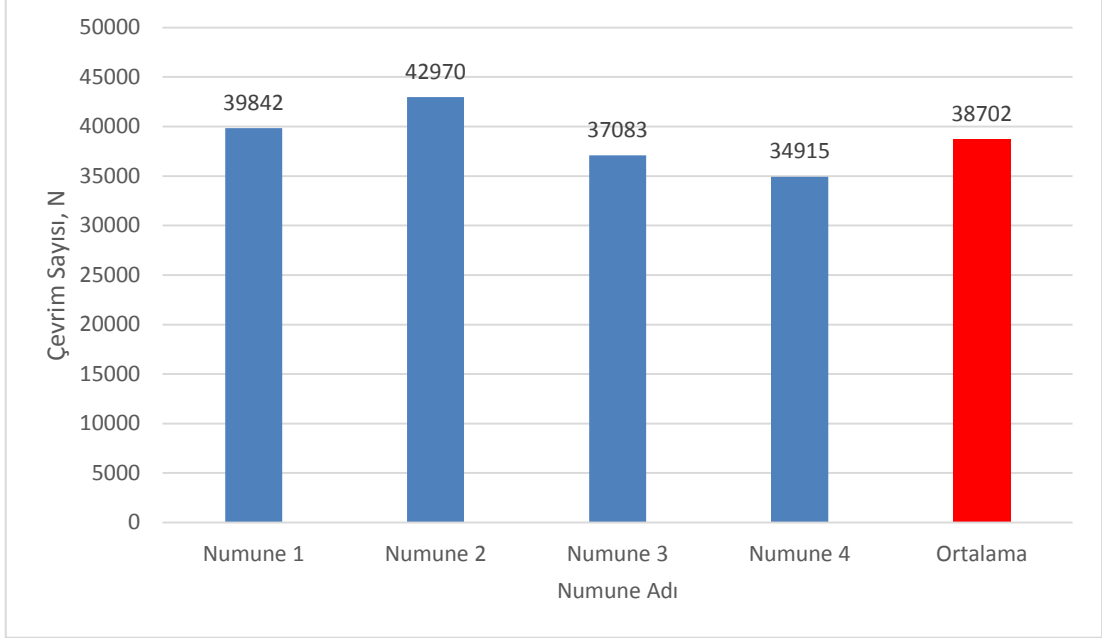
\*Deney düzeneğine sabitlenen kısımda 1. ve 3. Delikte bulunan kilitli vidaların üst yüzeyinin, plağın üst yüzeyine olan mesafesinin 1 mm’den az olacak şekilde çözünme gözlemlendi. Kemik parçalarında hiçbir yönde hareket gözlenmedi.



**Şekil 4.17: Kombinasyon 2 Numune 4 deney sonrası görüntüleri.**

#### 4.2.5 2. Kombinasyon Ölçüm Değerleri

Şekil 4.18'te 2. Kombinasyona ait numunelerin deneyleri sonucunda elde edilen veriler ve bu verilerin ortalaması grafik üzerinde görülmektedir.



Şekil 4.18: 2. Kombinasyon ölçüm değerleri.

2. Kombinasyon sonuçları incelendiğinde yapılan deneyler 1. Numunede 39842, 2. Numunede 42970, 3. Numunede 37083, 4. Numunede 34915 vuruşta sonlandırılmıştır. 1. Numunede deney düzeneğine sabitlenen kısımda plak ve kemik arasında boşluk, 2. Numunede kuvvet uygulanan kısımda kemik ve plak arasında boşluk ve ayrıca vidaların çözünmesi ve atıldığı dik eksene göre eksenlerinin kaymasından dolayı yanal yüzeylerde meydana gelen hareket neticesinde kemik ekseninde sapma, 3. Numunede deney düzeneğine sabitlenen kısımda kemik ile plak arasında boşluk ve 4. Numunede deney düzeneğine sabitlenen kısımda kemik ile plak arasında boşluk meydana gelmiştir. 1. Kombinasyonda da olduğu gibi 2. Kombinasyonda da deney sonuçlarının farklı çıkmasının nedeni kırık hattındaki hareketin erken gözlenmesi ve bunun sonucunda bağlantının hasar görmesinden kaynaklanmaktadır. Hiçbir kemikte kırık ve çatlak gözlenmemiştir.

### 4.3 3. Kombinasyon Numune Deney Sonuçları

#### 4.3.1 Kombinasyon 3 Numune 1

Deney düzeneğinin kalibrasyonu yapıldıktan sonra Şekil 4.19’da verilen Kombinasyon 3 Numune 1, deney düzeneğine bağlanıp, sistem çalıştırılmıştır.

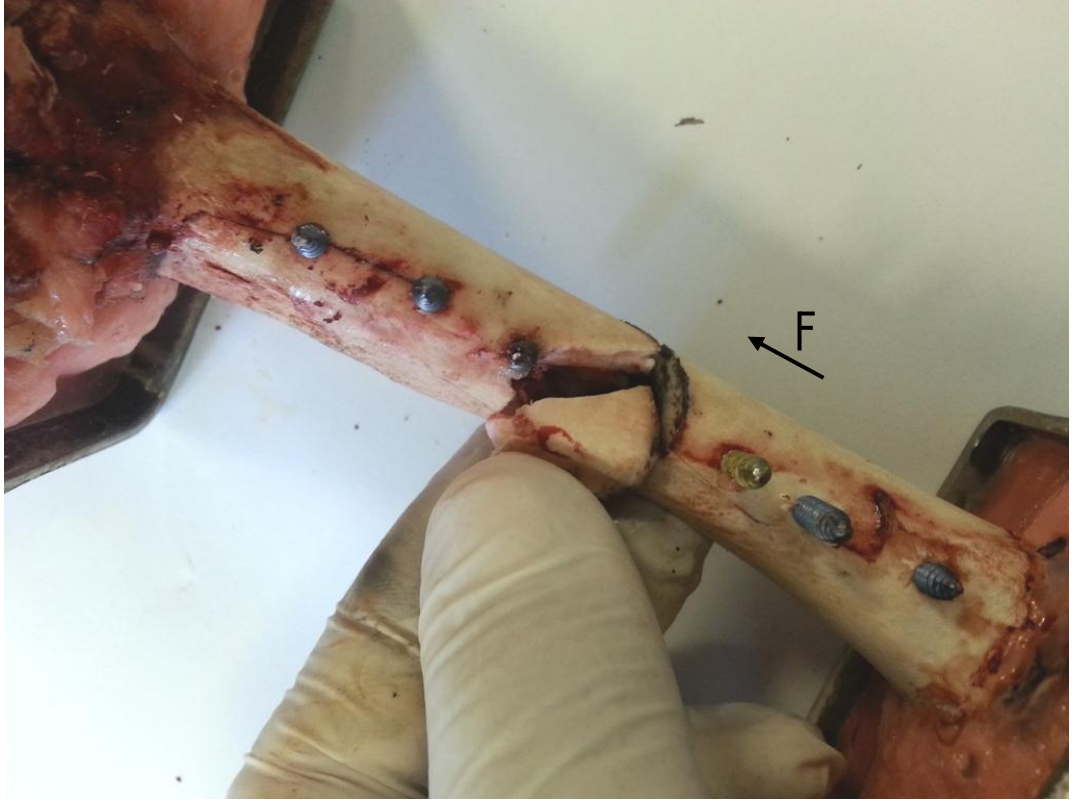


Şekil 4.19: Kombinasyon 3 Numune 1 deney öncesi görünümü.

Kombinasyon 3 Numune 1’in deneyi 60600 vuruşta sonlandırılmıştır. Yapılan kontroller sonucu elde edilen veriler Tablo 4.9’de görülmektedir. Deney sonucunda deney düzeneğine sabitlenen kısımda kırık hattına en yakın olan kilitli vidanın karşı korteksinde kırık oluşmuş ve vida gevşemiştir. Ayrıca deney düzeneğine sabitlenen kısımda bulunan diğer 2 kilitli vidanın altında çatlak tespit edilmiştir. Şekil 4.20’de oluşan kırık ve çatlak görülmektedir.

Tablo 4.9: Kombinasyon 3 Numune 1 kontrol sonuçları.

Vuruş Sayısı (Süre)	Vidaların Dönme Kontrolü	Bağlantının Kontrolü
5000 ( 12,5 min)	+	+
10000 (25 min)	+	+
15000 (37,5 min)	+	+
20000 (50 min)	+	+
25000 (62,5 min)	+	+
30000 (75 min)	+	+
35000 (87,5 min)	+	+
40000 (100 min)	+	+
45000 (112,5 min)	+	+
50000 (125 min)	+	+
55000 (137,5 min)	+	+
60000 (150 min)	+	+



**Şekil 4.20: Kombinasyon 3 Numune 1 deney sonrası görünümüleri.**

### 4.3.2 Kombinasyon 3 Numune 2

Deney düzeneğinin kalibrasyonu yapıldıktan sonra Şekil 4.21’de verilen Kombinasyon 3 Numune 2, deney düzeneğine bağlanıp, sistem çalıştırılmıştır.

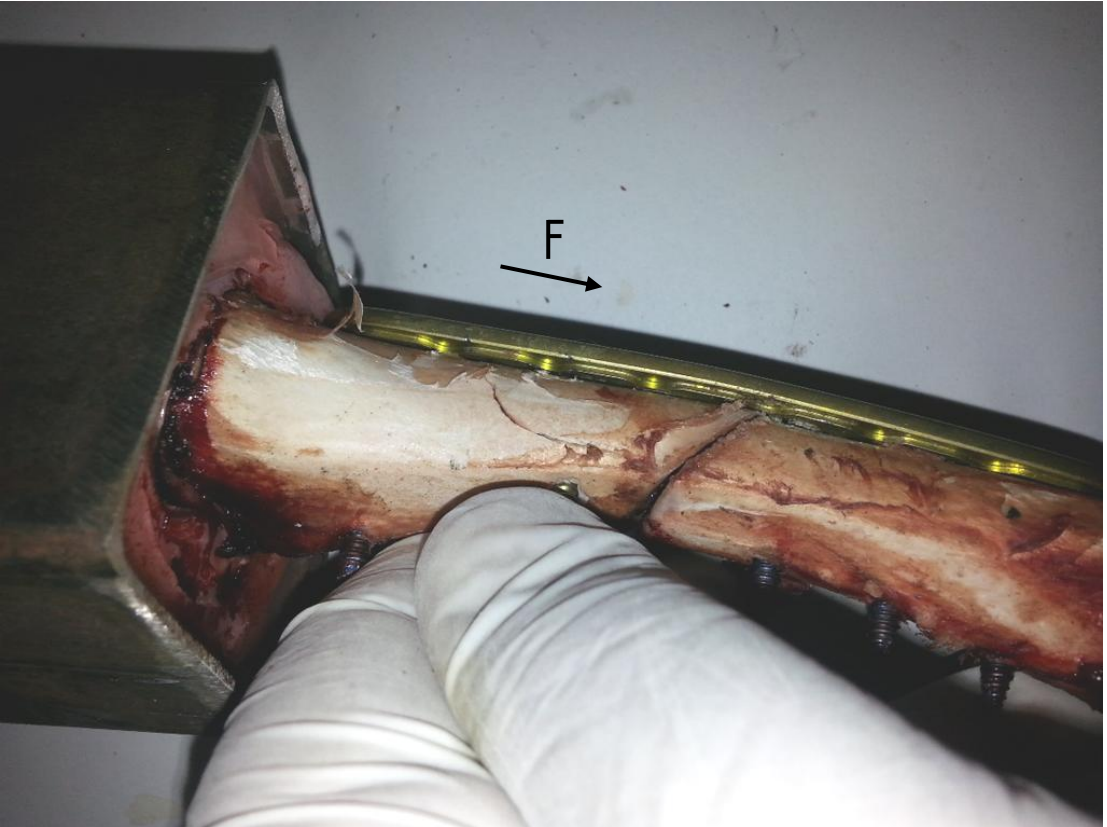
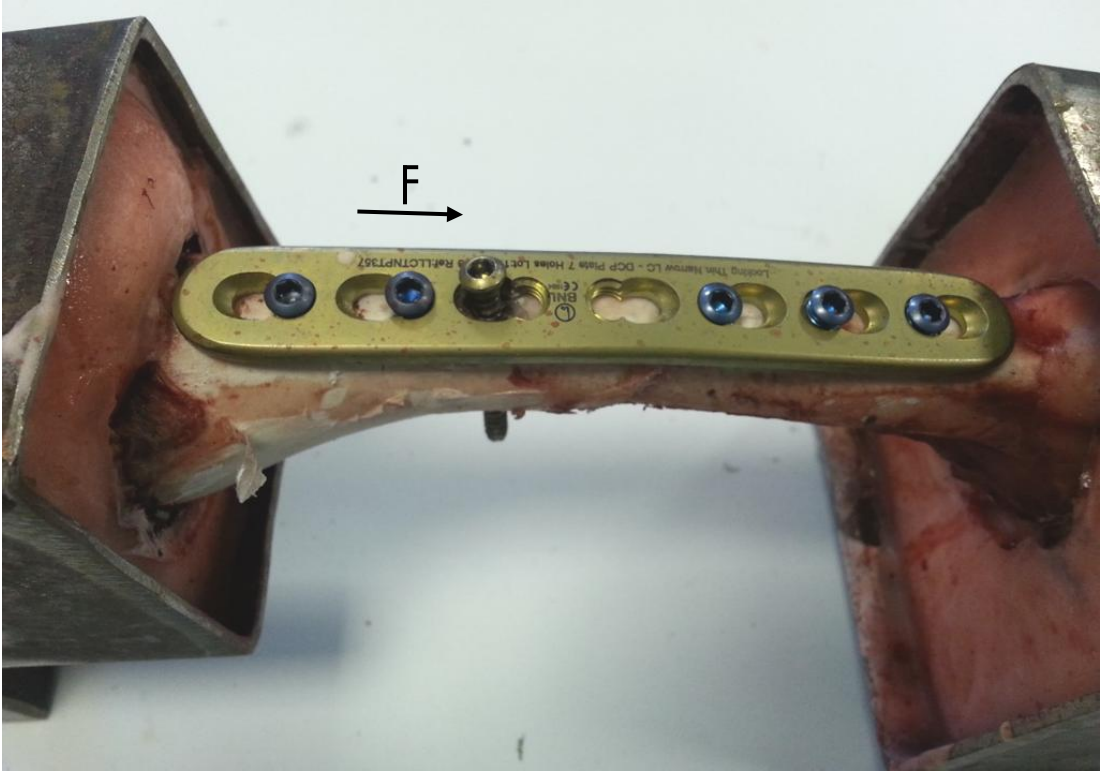


**Şekil 4.21: Kombinasyon 3 Numune 2 deney öncesi görünümü.**

Kombinasyon 3 Numune 2’nin deneyi 55364 vuruşta sonlandırılmıştır. Yapılan kontroller sonucu elde edilen veriler Tablo 4.10’da görülmektedir. Deney sonucunda kuvvet uygulanan kısımda kırık hattına en yakın olan kiltsiz vidanın etrafındaki kemikte çatlak meydana gelmiştir ve vida gevşemiştir. Şekil 4.22’de gevşeyen kiltsiz vida ve oluşan çatlak görülmektedir.

**Tablo 4.10: Kombinasyon 3 Numune 2 kontrol sonuçları.**

Vuruş Sayısı (Süre)	Vidaların Dönme Kontrolü	Bağlantının Kontrolü
5000 (12,5 min)	+	+
10000 (25 min)	+	+
15000 (37,5 min)	+	+
20000 (50 min)	+	+
25000 (62,5 min)	+	+
30000 (75 min)	+	+
35000 (87,5 min)	+	+
40000 (100 min)	+	+
45000 (112,5 min)	+	+
50000 (125 min)	+	+
55000 (137,5 min)	+	+



Şekil 4.22: Kombinasyon 3 Numune 2 deney sonrası görüntüleri.



### 4.3.3 Kombinasyon 3 Numune 3

Deney düzeneğinin kalibrasyonu yapıldıktan sonra Şekil 4.23'te verilen Kombinasyon 3 Numune 3, deney düzeneğine bağlanıp, sistem çalıştırılmıştır.



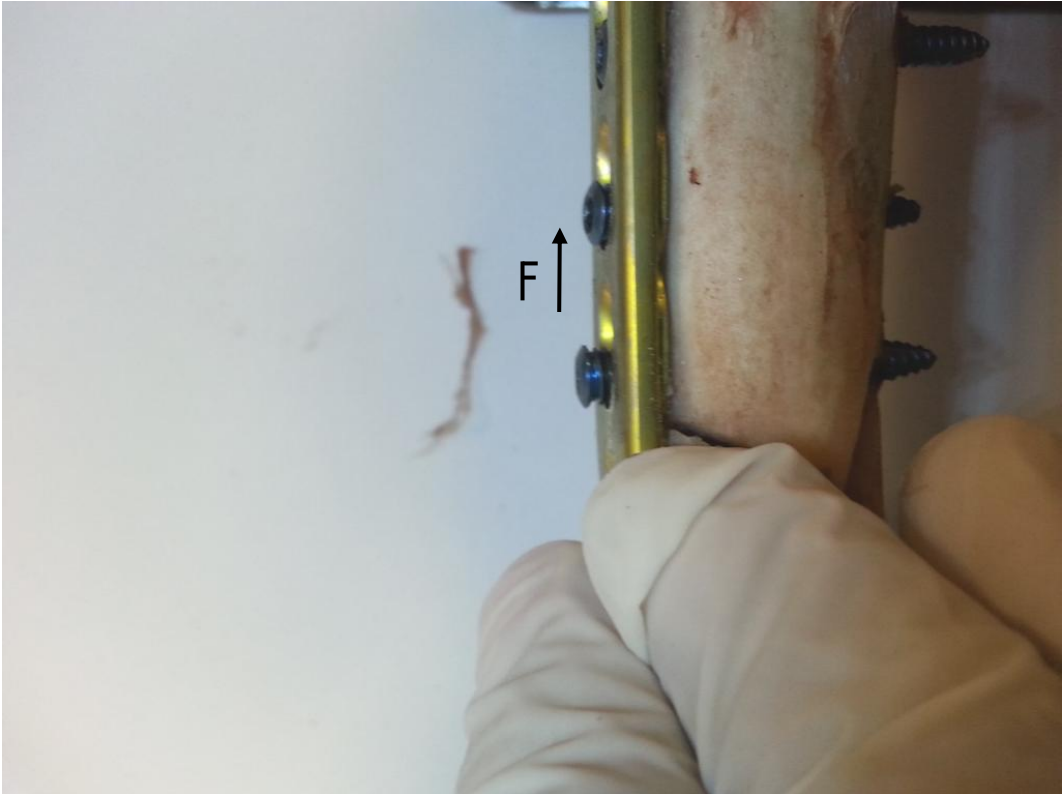
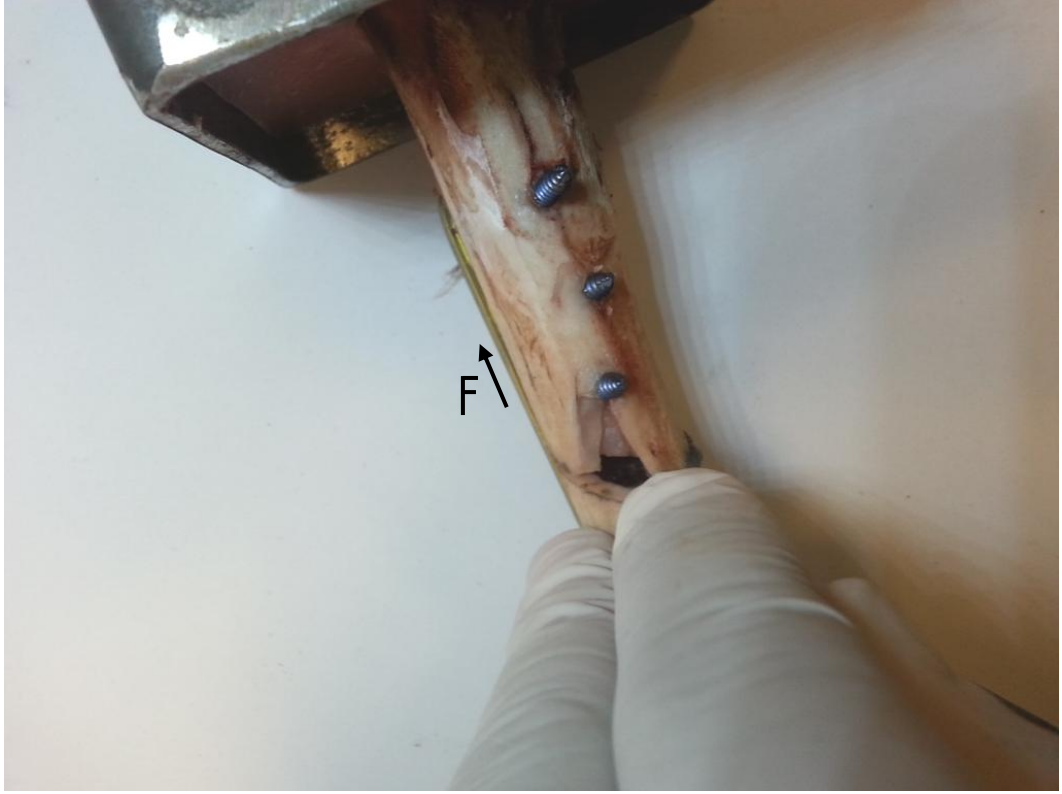
Şekil 4.23: Kombinasyon 3 Numune 3 deney öncesi görünümü.

Kombinasyon 3 Numune 3'ün deneyi 25214 vuruşta sonlandırılmıştır. Yapılan kontroller sonucu elde edilen veriler Tablo 4.11'de görülmektedir. Deney sonucunda deney düzeneğine sabitlenen kısımda kırık hattına en yakın olan kilitli vidanın karşı korteksinde kırık oluşmuş ve vida gevşemiştir. Şekil 4.24'te gevşeyen kilitli vida ve meydana gelen kırık görülmektedir.

Tablo 4.11: Kombinasyon 3 Numune 3 kontrol sonuçları.

Vuruş Sayısı (Süre)	Vidaların Dönme Kontrolü	Bağlantının Kontrolü
5000 (12,5 min)	+	+
10000 (25 min)	+	+
15000 (37,5 min)	+	+
20000 (50 min)	+	+
25000 (62,5 min)	+	*

\*Deney düzeneğine sabitlenen kısımda kırık hattına yakın vidanın altında çatlak gözlemlendi.



**Şekil 4.24: Kombinasyon 3 Numune 3 deney sonrası görüntüleri.**

#### 4.3.4 Kombinasyon 3 Numune 4

Deney düzeneğinin kalibrasyonu yapıldıktan sonra Şekil 4.25'te verilen Kombinasyon 3 Numune 4, deney düzeneğine bağlanıp, sistem çalıştırılmıştır.

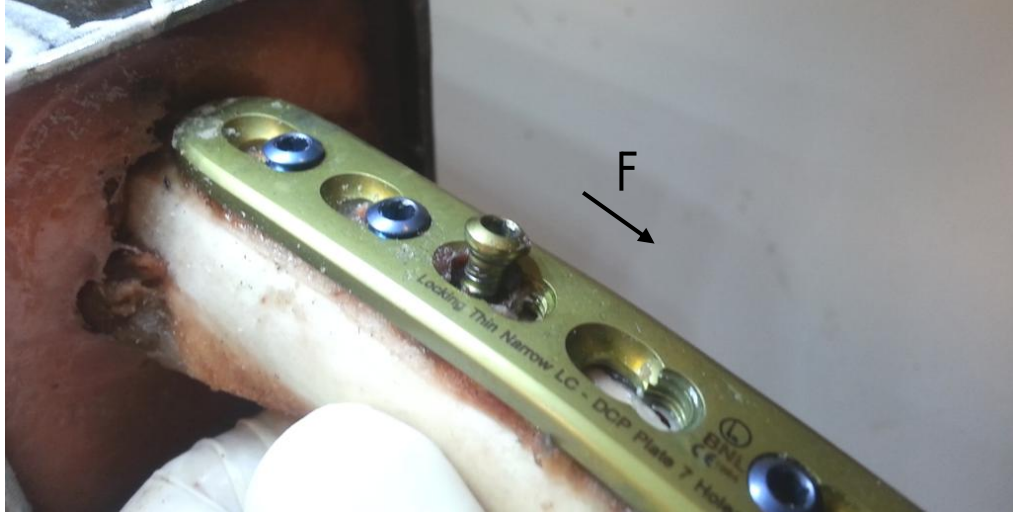


Şekil 4.25: Kombinasyon 3 Numune 4 deney öncesi görünümü.

Kombinasyon 3 Numune 4'ün deneyi 59610 vuruşta sonlandırılmıştır. Yapılan kontroller sonucu elde edilen veriler Tablo 4.12'de görülmektedir. Deney sonucunda kuvvet uygulanan kısımda kırık hattına en yakın olan kiltsiz vidanın altında çok ufak bir çatlak oluşmuştur ve vida gevşemiştir. Şekil 4.26'da gevşeyen kiltsiz vida görülmektedir.

Tablo 4.12: Kombinasyon 3 Numune 4 kontrol sonuçları.

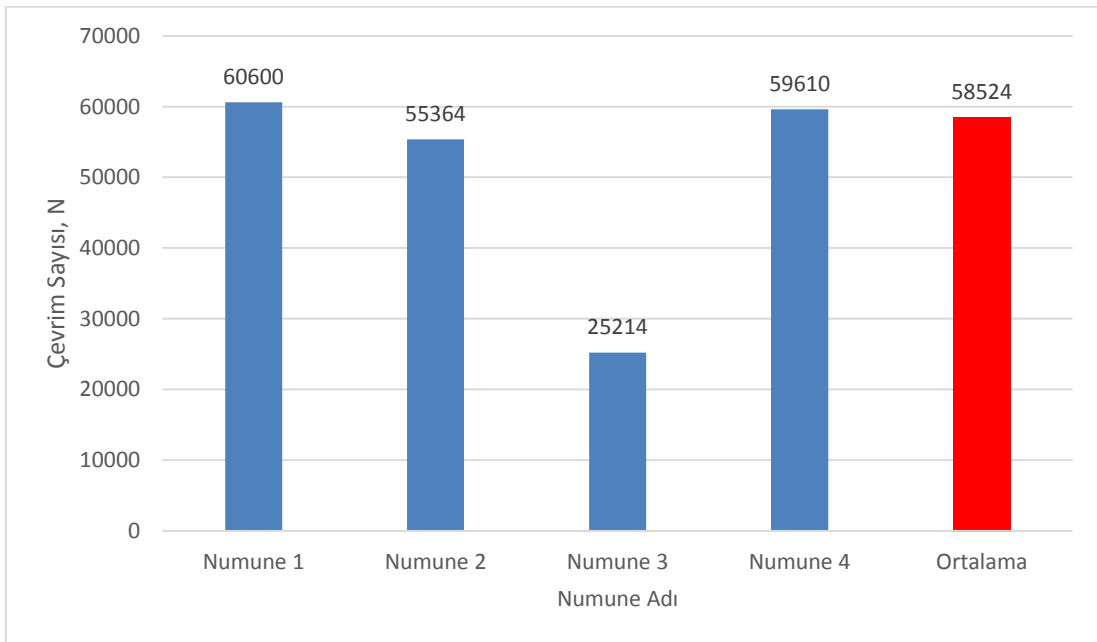
Vuruş Sayısı (Süre)	Vidaların Dönme Kontrolü	Bağlantının Kontrolü
5000 (12,5 min)	+	+
10000 (25 min)	+	+
15000 (37,5 min)	+	+
20000 (50 min)	+	+
25000 (62,5 min)	+	+
30000 (75 min)	+	+
35000 (87,5 min)	+	+
40000 (100 min)	+	+
45000 (112,5 min)	+	+
50000 (125 min)	+	+
55000 (137,5 min)	+	+



Şekil 4.26: Kombinasyon 3 Numune 4 deney sonrası görünümü.

### 4.3.5 3. Kombinasyon Ölçüm Değerleri

Şekil 4.27’de 3. Kombinasyona ait numunelerin deneyleri sonucunda elde edilen veriler ve bu verilerin ortalaması grafik üzerinde görülmektedir. 25214 vuruşta sonlandırılan Kombinasyon 3 Numune 3 deneyi, 3. Kombinasyondaki diğer deneylere nazaran daha erken neticelenmiştir ve elde edilen ortalamayı olumsuz etkilememesi için değerlendirmeye alınmamıştır.

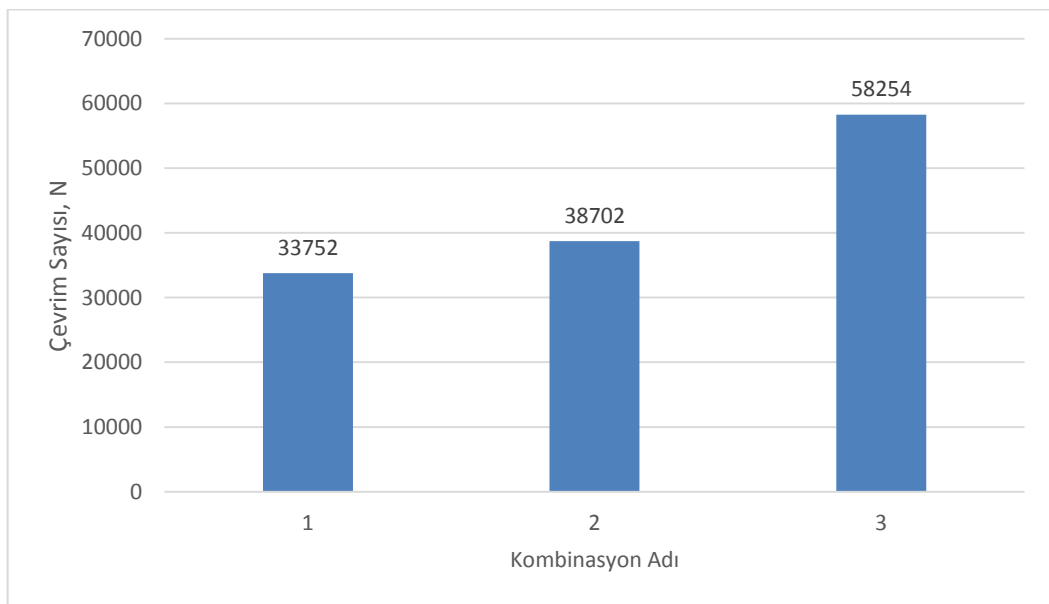


Şekil 4.27: 3. Kombinasyon ölçüm değerleri.

3. Kombinasyon sonuçları incelendiğinde yapılan deneyler 1. Numunede 60600, 2. Numunede 55364, 3. Numunede 25214, 4. Numunede 59610 vuruşta sonlandırılmıştır. 1. Numunede deney düzeneğine sabitlenen kısımda bulunan kemikte kırık meydana gelmiş olup vidanın gevşemesi, 2. Numunede kuvvet uygulanan kısımda bulunan kemikte çatlak meydana gelmiş olup vidanın gevşemesi, 3. Numunede deney düzeneğine sabitlenen kısımda bulunan kemikte kırık meydana gelmiş olup vidanın gevşemesi ve 4. Numunede kuvvet uygulanan kısımda bulunan kemikte çatlak meydana gelmiş olup vidanın gevşemesi ile bağlantı hasar görmüştür. 3. Kombinasyon diğer kombinasyonlarla karşılaştırıldığında bütün numunelerde kemikte hasar meydana gelmiş olup vidanın yerinden çıkmasıyla bağlantı hasar görmüştür ve kırık hattındaki hareket ilk 2 kombinasyona göre daha az olduğu gözlemlenmiştir. Diğer kombinasyonlarda ise kemik ile plağın birbirinden ayrılması söz konusudur. 3. Kombinasyonda deney sonuçlarının farklı çıkmasının nedeni kemik yapısından kaynaklanmaktadır. Uygulanan kuvvet karşısında hasar gören kemiklerde hasar noktasındaki vidalar yerinden çıkmıştır.

#### 4.4 Kombinasyonlara Ait Ölçüm Değerlerinin Karşılaştırılması

Yapılan deneyler sonucunda elde edilen verilere göre hesaplanan ortalama değerleri Şekil 4.28’te verilmiştir.



Şekil 4.28: Kombinasyonlara ait ölçüm değerlerinin karşılaştırılması.

Şekil 4.28’te görüldüğü gibi yapılan deneyler sonucunda, kompresyon vidasının kırık hattından uzaklaşması, plak-vida bağlantılarında daha erken çözümlere neden olmuştur. Ayrıca kompresyon vidasının kırık hattından uzaklaşması neticesinde kırık hattında meydana gelen hareketin erken başladığı gözlenmiştir. Tasarım kurallarına göre kuvvet en kısa yoldan aktarılmalıdır. Kemik parçalarının birbirine temas etmesini sağlayan kompresyon vidasının kırık hattına en yakın yere atılması durumunda kuvveti en kısa yoldan taşıyarak daha rijit bir bağlantı elde etmekteyiz.

## 5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Günümüzde kırık tedavisinde en çok kullanılan yöntemlerden biri olan plak-vida yöntemi, tahminen 1840'lı yılların sonuna doğru kullanılmaya başlayan vidalar ile başlamış olup yıllar boyunca yapılan araştırmalar neticesinde geliştirilerek bugünkü halini almıştır. Plak-vida kullanımında daha önceleri mutlak stabiliteye önem verilirken, yaşanan olumsuzluklar neticesinde biyolojik stabilite kavramı ortaya çıkmış olup günümüzde bu alan üzerinde çalışmalar yapılmaktadır. Burada amaçlanan husus kemiğe daha az müdahale ederek gerekli stabiliteyi sağlamaktır. Biyolojik stabilite için yapılan çalışmalardan biride vida kombinasyonları olup hazırlanan çeşitli kombinasyonlarla deneysel, teorik ve bilgisayar ortamında çeşitli çalışmalar yapılmıştır.

Vida kombinasyonları üzerine yapılan bu tez çalışmasında, kompresyon amaçlı kullanılan kilitli vidanın yeri değiştirilerek en sağlam bağlantı tespit edilmeye çalışılmıştır. Bunun için her kombinasyonda 5 adet numune olmak üzere 3 farklı kombinasyon hazırlanmıştır. Her kombinasyonda 1 adet numune kontrol amaçlı kullanılmış olup kalan 4 numunenin deneysel sonuçları kayıt altına alınmıştır. Çalışma esnasında LC-DCP plaklar, 3,5 mm kilitli kortikal vidalar ve 3,5 mm kilitsiz kortikal vidalar kullanılmıştır. Kemiklerin fiksasyon işlemi AO standartlarına göre gerçekleştirilmiştir.

Kompresyon amaçlı kullanılan kilitsiz vida; kırık hattından uzaklaştıkça plak, vida ve kemikten oluşan konstrüksiyonun dayanımında azalmalar meydana gelmiştir. Yapılan deneyler esnasında 1. Kombinasyon ve 2. Kombinasyon deney gruplarında meydana gelen hasarlar çoğunlukla vidaların çözünmesi ve dolayısıyla bağlantıların gevşemesi ile sonuçlanmıştır. 3. Kombinasyon deneylerinde elde edilen sonuçlar incelendiğinde, bağlantılarda dinamik yükleme nedeniyle bağlantı gevşekliği meydana gelmemiş olup bütün deneylerde kemiğin kırılması ve çatlaması sonucu bağlantılar hasara uğramıştır. Yapılan deneyler esnasında, 1. Kombinasyon ve 2. Kombinasyon numunelerinde, 3. Kombinasyon numunelerine kıyasla kırık hattında erken hareket başlamıştır ve kemik zarar görmeden dinamik yüklemeye dolayı vida çözümleri gözlenmiştir. Kompresyon vidasının kırık hattına yaklaşması, 1.

Kombinasyon deney sonuçlarının ortalamasına göre bağlantıyı yaklaşık olarak %73, 2. Kombinasyon deney sonuçlarının ortalamasına göre bağlantıyı yaklaşık olarak %50 oranında güçlendirmiştir. 2. Kombinasyon deney sonuçlarının ortalaması, 1. Kombinasyon deney sonuçlarının ortalamasına göre %15 daha yüksek çıkmıştır.

Sonuç olarak; Plak-vida kullanılarak yapılan fiksasyon işlemlerinde kompresyon vidası mümkün olduğu kadar kırık hattına yakın atılmalıdır. Kırık yüzeylerinin birbiri ile temas etmesini sağlayan kompresyon vidasının, kırık hattına yaklaşması bağlantının rijitliğini arttırdığı gözlemlenmiştir. Bu sayede aynı sayı ve özellikte kullanılan vidalarla daha rijit bir bağlantı elde edilmektedir.

İleride yapılacak olan çalışmalar, klinik çalışmalarla desteklenerek canlı denekler üzerinde gerçekleştirilebilir ve örneklem sayısı artırılabilir. Böylece daha gerçekçi sonuçlar elde edilebilir. Her ne kadar koyunların yaşları birbirine yakın olsa da ve ölçü bakımından birbirine yakın kemikler deney esnasında kullanılsa da kemiklerdeki gelişim ve şekil farklılıkları neticesinde elde edilen sonuçlarda farklılıklar oluşmuştur. İleride yapılacak çalışmalarda aynı ebat ve özellikte yapay kemiklerin kullanılması daha hassas sonuçlar almamızı sağlayabilir.



## 6. KAYNAKLAR

Ahmad, M., Nanda, R., Bajwa, A.S., Candal-Couto, J., Green, S. and Hui, A.C., "Biomechanical Testing Of The Locking Compression Plate: When Does The Distance Between Bone And Implant Significantly Reduce Construct Stability?", *Int. J. Care Injured*, 38, 358-364, (2007).

Bagby, G. W., "Compression bone-plating: historical considerations", *J Bone Joint Surg Am*, 59, 625-631, (1977).

Bagby, G. W., "The Bagby Compression Bone Plate", *International Orthopaedics (SICOT)*, 1, 287,(1978).

Bartonicek, J., "Early history of operative treatment of fractures", *Arch Orthop Trauma Surg*, 130, 1385-1396, (2010).

Baumbach, S.F., Synek, A., Traxler, H., Mutschler, W., Pahr, D., and Chevalier, Y., "The influence of distal screw length on the primary stability of volar plate osteosynthesis-a biomechanical study", *Journal Of Orthopaedic Surgery and Research*, doi: 10.1186/s13018-015-0283-8, (2015).

Bekler, H., Bulut, G., Usta, M., Gökçe, A., Okyar, F. ve Beyzadeoğlu, T., "Osteoporotik Kemikte Kilitli Plak Ve Açılı Vida Kullanımının Stabilizasyonun Dayanıklılığına Katkısı: Deneysel Çalışma", *Acta Orthop Traumatol Turc*, 42 (2), 125-129, (2008).

Bishop, J.A., Behn, A.W. and Castillo, T.N., "The Biomechanical Significance Of Washer Use With Screw Fixation", *J Orthop Trauma*, 28, 114-117, (2014).

Carrera I., Gelber, P.E., Chary, G., Gonzales-Ballester, M.A., Monllau, J.C. and Noailly, J., "Fixation Of A Split Fracture Of The Lateral Tibial Plateau With A Locking Screw Plate Instead Of Cannulated Screw Would Allow Early Weight Bearing: A Computational Exploration", *International Orthopaedics*, 40, 2163-2169, (2016).

Chakladar, N. D., Harper, L. T. and Parsons, A. J., "Optimisation Of Composite Bone Plates For Ulnar Transverse Fractures", *Journal Of The Mechanical Behavior Of Biomedical Metarials*, 57, 334-346, (2016).

Colton, C. L., “The history of fracture treatment”, (eds: B. D. Browner, A. M. Levine, J. B. Jupiter and P. G. Trafton), *Skeletal Trauma: Basic Science, Management and Reconstruction*, Third Edition, Philadelphia, Saunders, 3-28, (2003).

Ellis, T., Bourgeault, C. A. and Kyle, R. F., “Screw Position Affects Dynamic Compression Plate Strain in an In Vitro Fracture Model”, *J Orthop Trauma*, 15, 333-337, (2001).

ElMaraghy, A. W., ElMaraghy, M. W., Nousiainen, M., Richards, R. R. and Schemitsch, E. H., “Influence of the Number of Cortices on the Stiffness of Plate Fixation of Diaphyseal Fractures”, *J Orthop Trauma*, 15 (3), 186-191, (2001).

Field, J. R., Törnkvist, H., Hearn, T.C., Summer-Smith G. and Woodside, T.D., “The Influence Of Screw Omission On Construction Stiffness And Bone Surface Strain In The Application Of Bone Plates To Cadaveric Bone”, *Int. J. Care Injured*, 30, 591-598, (1999).

Freeman, A. L., Tornetta, P., Schmidt. A., Bechtold, J., Ricci, W. and Fleming, M., “How Much Do Locked Screw Add to the Fixation of “Hybrid” Plate Construct in Osteoporotic Bone?”, *J Orthop Trauma*, 24 (3), 163-169, (2010).

Frigg, R., “Locking Compression Plate (LCP). An osteosynthesis plate based on the Dynamic Compression Plate and the Point Contact Fixator (PC-Fix)”, *Injury, Int. J. Care Injured*, 32, S-B-63-66, (2001).

Frigg, R., Appenzeller, A., Christensen, R., Frenk, A., Gilbert, S. and Schavan, R., “The development of the distal femur Less Invasive Stabilization System (LISS)”, *Injury, Int. J. Care Injured*, 32, S-C-24-31, (2001).

Gautier, E., Perren, J. and Cordey, J., “Effect Of Plate Position Relative To Bending Direction On The Rigidity Of A Plate Osteosynthesis. A Theoretical Analysis”, *Int. J. Care Injured*, 31, S-C14-20, (2000).

Grawe, B., Le, T., Williamson, S., Archdeacon, A. and Zardiackas, L., “Fracture fixation with two locking screws versus three non-locking screws, A biomechanical comparison in a normal and an osteoporotic bone model”, *Bone Joint Res*, 1, 118-124, (2012).

Hak, D. J., Althausen, P. and Hazelwood, S. J., “Locked plate fixation of osteoporotic humeral shaft fractures: Are two locking screw per segment Enough?”, *J Orthop Trauma*, 24, 4, 207-211, (2010).

Hernigou, P. and Pariat, J., “History of internal fixation with plates (part 2): new developments after World War II; compressing plates and locked plates”, *International Orthopaedics (SICOT)*, Doi:10.1007/s00264-016-3379-9, (2016).

Katthagen, J. C., Schwarze, M., Warnhoff, M., Voigt, C., Hurschler, C. and Lill, H., “Influence of plate material and screw design on stiffness and ultimate load of locked plating in osteoporotic proximal humeral fractures”, *Injury*, 47, 617-624, (2016).

Kılıçoğlu, Ö., “Osteosentezin tarihi plaklar ve vidalar”, *Dirim*, 301, 22-27, (2013).

Lee, C.H., Shih, K.S., Hsu, C.C. and Cho, T., “Simulation-Based Particle Swarm Optimization And Mechanical Validation Of Screw Position And Number For The Fixation Stability Of A Femoral Locking Compression Plate”, *Medical Engineering & Physics*, 36, 57-64, (2014).

Lorich, D.G. and Gardner, M.J., “Compression Using The Tension Device [online]”, (24.10.2017), [https://www2.aofoundation.org/wps/portal!/ut/p/a0/04\\_Sj9CPyKssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN\\_A0M3D2DDbz9\\_UMMDRyDXQ3dw9wMDAx8jfULsh0VAdAsNSU!/?bone=Radius&segment=Distal&soloslate=lyteframe&contentUrl=srg/popup/further\\_reading/PfXM2/32232\\_Compression.jsp#JumpLabelNr1](https://www2.aofoundation.org/wps/portal!/ut/p/a0/04_Sj9CPyKssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_A0M3D2DDbz9_UMMDRyDXQ3dw9wMDAx8jfULsh0VAdAsNSU!/?bone=Radius&segment=Distal&soloslate=lyteframe&contentUrl=srg/popup/further_reading/PfXM2/32232_Compression.jsp#JumpLabelNr1), (2007).

Luo, CA., Lin, SC., Hwa, SY., Chen, CM. and Tseng, CS., “Biomechanical effects of plate area and locking screw on medial open tibial osteotomy”, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Doi: 10.1080/10255842.2014.895335, (2014).

Macleod, A., Pankaj, P. and Simpson, H., “The Effect Of Varying Screw Configuration On The Mechanical Response Of Locking Plate Fixators”, *Journal of Biomechanics*, 45, S218, (2012).

McKee, M. D., Seiler, J. G. and Jupiter, J. B., “The application of the limited contact dynamic compression plate in the upper extremity: an analysis of 114 consecutive cases”, *Injury*, 26 (10), 661-666, (1995).

Miclau, T. and Martin, R. E., “The evolution of modern plate osteosynthesis”, *Injury*, 28 (1), A3-A6, (1997).

Narsaria, N., Singh, A. K., Rastogi, A. and Singh V., “Biomechanical analysis on distal femoral fracture fixation: dynamic condylar screw versus locked compression plate”, *J Orthop Sci*, 19, 770-775, (2014).

Nassiri, M., MacDonald, B. And O’Byrne, J.M., “Computational Modelling Of Long Bone Fractures Fixed With, Locking Plates – How Can The Risk Of Implant Failure Be Reduced?”, *Journal Of Orthopaedic*, 10, 29-37, (2013).

Nourisa, J., Baseri, A., Sudak, L. and Rouhi, G., “The Effects Of Bone Screw Configurations On The Interfragmentary Movement In A Long Bone Fixed By A Limited Contact Locking Compression Plate”, *J. Biomedical Science and Engineering*, 8, 590-600, (2015).

Oh, J. K., Sahu, D., Ahn, Y.H., Lee, S.J., Tsutsumi, S., Hwang, J.H., Jung, D.Y., Perren, S.M. and Oh, C.W., “Effect Of Fracture Gap On Stability Of Compression Plate Fixation: A Finite Element Study”, *J Orthop Res.*, 28 (4), 462-467, (2010).

Overturf, S.J., Morris, R.P., Gugala, Z. and Lindsey, R.W., “Biomechanical Comparison Unicortical Far-Cortex-Abutting Locking Screw-Plate Fixation For Comminuted Radial Shaft Fractures”, *J Hand Surg Am.*, 39 (10), 1907-1913, (2014).

Perren, S. M. and Buchanan, J. S., “Basic concepts relevant to the desing and development of the point contact fixator (PC-Fix)”, *Injury*, 26, B1-B4, (1995).

Perren, S. M., Klaue, K., Pohler, O., Prediere, M., Steinemann, S. and Gautier, E., “The limited contact dynamic compression plate (LC-DCP)”, *Arch Orthop Trauma Surg*, 109, 304-310, (1990).

Rüedi, T. P., Sommer, C. and Leutenegger, A., “New techniques in indirect reduction of long bone fractures”, *Clinical Orthopedics And Related Researc*, 347, 27-34, (1998).

Sanders, R., Haidukewych, G. J., Milne, T., Dennis, J. and Latta, L. L., “Minimal Versus Maximal Plate Fixation Tecniques of the Ulna: The Biomechanical Effect of Number of Screws and Plate Length”, *J Orthop Trauma*, 16, 166-171, (2002).

Schliemann, B., Seifert, R., Rosslenbroich, S. B., Theisen, C., Wähnert, D., Raschke, M. J. and Weimann, A., “Screw augmentation reduces motion at the

bone-implant interface: a biomechanical study of locking plate fixation of proximal humeral fractures”, *J Shoulder Elbow Surg*, 24, 1968-1973, (2015).

Schütz, M. and Südkamp N. P., “Revolution in plate osteosynthesis: new internal fixator system”, *J Orthop Sci*, 8, 252-258, (2003).

Sommer, C., Gautier, E., Müller, M., Helfet, D. L. and Wagner, M., “First clinical results of the Locking Compression Plate (LCP)”, *Injury, Int. Care Injured*, 34, S-B43-S-B54, (2003).

Stoffel, K., Dieter, U., Stachowiak, G., Gächter, A. and Kuster, M. S., “Biomechanical testing of the LCP-how can stability in locked internal fixators be controlled”, *Int. J. Care Injured*, 34, B11-B19, (2003).

Stoffel, K., Stachowiak, G., Forster, T., Gächter, A. and Kuster, M., “Oblique Screws at the Plate Ends Increase the Fixation Strength in Synthetic Bone Test Medium”, *J Orthop Trauma*, 18, 611-616, (2004).

Tarr, R. R., Jorge, R., Latta, L. L. and Ghandur-Mnaymneh, L., “Histopathology and metallurgical analysis of a removed Lane plate at 53 years postimplantation: A case report”, *Journal of Biomedical Materials Research*, 17, 785-792, (1983).

Törnkvist, H., Hearn, T.C. and Schatzker, J., “The Strength Of Plate Fixation In Relation To The Number And Spacing Of Bone Screw”, *Journal Of Orthopaedic Trauma*, 10 (3), 204-208, (1996).

Uhthoff, H. K., Poitras, P. and Backman, D. S., “Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments”, *J. Orthop Sci.*, 11, 118-126, (2006).

Zhang, Y. K., Wei, H. W., Lin, K. P., Chen, W. C., Tsai, C. L. and Lin K. J., “Biomechanical effect of the configuration of screw hole style on locking plate fixation in proximal humerus fracture with a simulated gap: A finite element analysis”, *Int. J. Care Injured*, 47, 1191-1195, (2016).

## ÖZGEÇMİŞ



**Ad Soyad:** Ramazan Çağrı KUTLUBAY

**Doğum Yeri ve Tarihi:** Sivas, 24-04-1985

**Adres:** Pamukkale Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, Kınıklı Kampüsü, DENİZLİ.

**Lisans Üniversite:** Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü, 2008.