



TÜRKİYE CUMHURİYETİ

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ**

**ORTOPEDİ ve TRAVMATOLOJİ
ANABİLİM DALI**

**AÇILI VIDALAR İLE PLAK TESPİTİNİN MEKANİK EK
GETİRİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ
(BİYOMEKANİK ÇALIŞMA)**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Emre KARADENİZ

**2008
ANKARA**



TÜRKİYE CUMHURİYETİ

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ**

**ORTOPEDİ ve TRAVMATOLOJİ
ANABİLİM DALI**

**AÇILI VIDALAR İLE PLAK TESPİTİNİN MEKANİK EK
GETİRİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ
(BİYOMEKANİK ÇALIŞMA)**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Emre KARADENİZ

**TEZ DANIŞMANI:
Prof. Dr. İ. Cengiz TUNCAY**

**2008
ANKARA**

ÖZET

Bu çalışmanın amacı: her iki planda dik, bir planda dik, diğer planda açılı ve her iki planda açılı vidalar ile plak tespitin, aralık kapatan (gap-close) eğilme ve yan eğilme kuvveti uygulayarak en yüksek moment kuvveti ve oluşan deformite yönünden biyomekanik olarak karşılaştırılmasıdır.

Çalışmada, 2,5-3,5 yaşlarında koyun tibiaları, 6 delikli dar dinamik kompresyon plakları ile özel olarak üretilmiş bir kılavuz yardımı ile vida gönderilerek tespit edildi. Tespit: 1. Grupta; plağa her iki planda dik açılı vidalar ile, 2. Grupta; bir planda dik, diğer planda 20 derece açılı vidalar ile 3. Grupta; bir planda plağa 20 derece açılı diğer planda 7 derece açılı vidalar ile sağlandı. Bu gruplara; instron cihazında, 3 nokta prensibine uygun olarak, beşer adet aralık-kapatan eğilme (A) ve yan eğilme (B) testleri uygulandı. Vida-plak sistemini gevşeten en yüksek moment kuvveti ve bu kuvvet esnasında oluşan deformite istatistiksel olarak karşılaştırıldı.

Deneylerin sonunda; Ortalama en yüksek moment kuvveti A1:51,90 Nm, A2:67,47 Nm, A3:82,05 Nm, B1:34,64 Nm, B2:49,91 Nm, B3:49,29 Nm idi. Aralık kapatan eğilme testinde Grup 1 ile diğer Gruplar karşılaştırıldığında; $p < 0,05$ iken, Grup 2 ile 3 arasında $p = 0,053$ idi. Yan eğilme testinde ise yine Grup1 ile Grup 2,3 arasında $p < 0,05$ olup, grup 2 ile 3 arasında anlamlı farklılık tespit edilmemiştir. Eğilme testlerinin her ikisinin ortalama sonuçları beraber gruplar arasında değerlendirildiğinde ise: Grup 1 ile Grup 2 arasında $p = 0,070$, Grup 2 ile 3 arasında $p = 0,552$ ve Grup 1 ile 3 arasında ise $p = 0,006$ idi. En yüksek kuvvet esnasında oluşan deformite A1:7,3mm A2:5,4mm A3:7,1mm, B1:6,1mm B2:6,9mm B3:6,4mm olarak tespit edildi ve tüm gruplar arası deformite karşılaştırmalarında $p > 0,05$ idi.

Sonuç olarak, klasik plak vida tespit yöntemi olarak kullanılan her iki planda dik açı ile vida tespitine göre, her iki planda açılı vidalar ile tespit eğilme kuvvetlerine karşı daha sağlam tutunma sağlar. Ancak deformiteye karşı dirençte açılı vida tespiti ile ek getiri yoktur.

ANAHTAR KELİMELE: Biyomekanik; Kırıklar; İnternal fiksasyon; Plak osteosentezi; Osteoporoz.

ABSTRACT

Biomechanical comparison of plate fixation with oblique screws

The aim of this study is to evaluate; plate fixation with screws perpendicular in two plane as in conventional technique, oblique in one plane and angled in two planes, does change the strength of the fixation to bending forces. And is there any correlation between elevated strength and deformity resistance.

As the study method; 2,5-3,5 year old sheep rear leg tibias are fixed with the help of a custom made guide to a six hole DCP. Fixation in Group 1: With screws perpendicular in two planes. In Group 2: 20 degree to the shaft axis and perpendicular in the transverse plane. In Group 3: 20 degree to the shaft axis and 7 degree in the transverse plane. We tested these Groups fixation strength with gap-close bending (A) and side bending (B) forces in tree point bending fashion. We statistically analyzed the maximum moment force and deformation at the time of the failure.

After the experiments; mean maximum moment force was A1:51.90 Nm, A2:67.47 Nm, A3:82.05 Nm, B1:34.64 Nm, B2:49.91 Nm, B3:49.29 Nm. In gap-close bending tests p value was < 0.05 between Group 1 and the other groups. Between Group 2 and 3 $p=0.053$. In site bending tests p value was < 0.05 between Group 1 and the other two but not significant between 2 and 3. When two of the bending tests evaluated together p value was significant in only between Group 1 and 3 ($p=0.006$).The deformity at the time of the maximum moment was not significantly different between any Groups.

In consequence, oblique screw placement in two plane increases the strength of the plate-screw fixation under bending forces. But there is no degrease of the deformity with elevated strength of the fixation.

KEY WORDS: Biomechanics; Fractures; Internal fixation; Plate osteosynthesis; Osteoporosis.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa no</u>
Özet.....	I
İngilizce Özet.....	II
İçindekiler.....	III
Önsöz.....	IV
Teşekkür.....	V
Simge ve Kısaltmalar.....	VI
Şekiller Dizini.....	VII
Tablolar Dizini.....	VIII
1. Giriş.....	1
2. Genel Bilgiler.....	2
3. Gereç ve Yöntem.....	16
4. Bulgular.....	26
5. Tartışma.....	30
6. Sonuç ve Öneriler.....	34
7. Kaynaklar.....	35
8. Ekler.....	38

ÖNSÖZ

“Vasat bir doktora tezi, kemiklerin bir mezardan diğerine taşınmasından başka bir şey değildir.”

J. Frank Dobie

Yukarıdaki sözün verdiği telaşla, beş yıllık eğitimimin çıkış vizesi için gerekli elinizde bulunan bu tez çalışmasını yazdık. Bu çalışmanın ‘tarihçe ve genel bilgiler’ kısmında her Ortopedi doktorunun sürekli kullanacağını düşündüğümüz bilgiler yer almaktadır. Bu bilgiler; plak vida ile tespit cerrahisinde kullandığımız materyallerin tasarım özellikleri ve biyomekanik davranışlarını ayrıntılı şekilde içermektedir. Konu, daha sonra açılı vida ile tespit konusunda çalışmamıza ilişkin ayrıntıya inmektedir. Açılı vidalar ile plak tespitinin yaptığımız deneyler ve elde ettiği sonuçlar ile meslektaşlarımızı ikna edeceğini umuyoruz. Bu çalışmada öncelikli amaç insanlığın plak vida daha sağlam tespiti uğraşına bir nebze olsun yardımcı olmak, bir adım ileriye götürmektir. Umarım sadece kemik taşımış olmayız.

Dr. Emre KARADENİZ

TEŞEKKÜR

Öncelikle Tanrı'ya böyle güzel bir ülke, güzel insanlar, güzel bir anadil verdiği için şükür ederim.

Babam; sevmeyi, çalışmayı ve vazgeçmemeyi öğrettiğin için teşekkürler.

Annem; öğrenmeyi, kafa çalıştırmayı ve onuru öğrettiğin için teşekkürler.

Umarım sizleri utandırmam.

Ablam; hep bir adım önümde mayın tarayıcım oldun, hep böyle olsun.

Ve Eşim; hayat seninle hep beklentilerimin üzerinde, teşekkürler.

Efe'm, Ece'm; sizi seviyorum.

Sayın Rektör Prof. Dr. Mehmet Haberal; hasta merkezli hastane ve bilim yapma standartlarını gösteren bu üniversite için ülkem adına, ne kadar çalışmak gerektiğini gösterdiğiniz için kendi adıma teşekkür ederim.

Sayın Prof. Dr. İ. Cengiz Tuncay; “ Yine düşündüğümü söyleyeceğim ve yine başıma bir şey gelecek” beklentilerimi “Sen söyle belki işimize yarar” a çevirdiğiniz için teşekkürler. Ömrüm boyunca size minnettar kalacağım.

Eğitimimde emeği geçen diğer tüm hocalarıma ve beraber yıllarımı paylaştığım asistan arkadaşlarıma teşekkür ederim. Hayatı onlarla daha iyi kavradım.

Biyomekanik çalışmalarında Sayın Cenk Balçık Bey'e, istatistikler için Sayın Mehtap Akçil Hanım' a ve hummalı vidalama çalışmaları esnasında sanki kendi çalışmasıymış gibi kafa yoran, titizlenen İsmail Karabacak Bey'e teşekkür ederim.

Son olarak Sayın M. Kemal Özgelen Bey ve Sayın İ. Münir Ertuğ Bey'e kılavuz yapımı esnasında önce memleketin güzel insanları oldukları sonra titiz ve insanı heyecanlandıran çalışmaları için teşekkür ederim. Sizler olmasaydınız bu çalışma eminim daha alt sınıf bir çalışma olurdu.

Dr. Emre KARADENİZ

SİMGE ve KISALTMALAR

ANOVA: (Analysis of Variance) Varyans Analizi

AO: (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) Osteosentez Araştırması Çalışma Grubu

DCP: (Dynamic Compression Plate) Dinamik Kompresyon Plağı

DCS: (Dynamic Condylar Screw) Dinamik Kondil Vidası

DHS: (Dynamic Hip Screw) Dinamik Kalça Vidası

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

LCP: (Locking Compression Plate) Kilitli Kompresyon Plağı

LISS: (Less Invasive Stabilization System) Daha Az İnvaziv Tespit Sistemi

MİPO: (Minimally Invasive Plate Osteosynthesis) Minimal İnvaziv Plak Osteosentez

M.Ö.: Milattan Önce

p: İncelenen Olayın Olabilirlik Oranını Belirleyen Simge

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

PHİLOS: (Proximal Humeral Internal Locking System) Kilitli Proksimal Humerus Plağı

SPSS: (Statistical Package for the Social Sciences) Sosyal Bilimler İçin İstatistiki Paket

ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa no</u>
Şekil 2.1. Lane plağı.....	2
Şekil 2.2. Lambotte plağı	2
Şekil 2.3. Egges plağı.....	3
Şekil 2.4. Danis plağı.....	4
Şekil 2.5. Bagby ve Janes'in kompresyon plağı.....	4
Şekil 2.6. Müller'in kompresyon cihazı.....	4
Şekil 2.7. DC Plakları.....	5
Şekil 2.8. DCP'ı kompresyonu.....	5
Şekil 2.9. DCP'ı oblik vida açıları.....	6
Şekil 2.10. DCP sorunları.....	7
Şekil 2.11. LC-DC Plakları.....	7
Şekil 2.12. LC-DCP oblik vida açıları.....	8
Şekil 2.13. PC-Fix plakları.....	9
Şekil 2.14. LC Plakları.....	10
Şekil 2.15. DCP ve LC-DCP aksiyel yüklenme mekaniği.....	12
Şekil 2.16. DCP ve LC-DCP eğilme kuvveti mekaniği.....	12
Şekil 2.17. LCP aksiyel yüklenme mekaniği.....	13
Şekil 2.18. LCP eğilme kuvveti mekaniği.....	13
Şekil 3.1. Kılavuz bilgisayar tasarımı.....	16
Şekil 3.2. Kılavuz.....	17
Şekil 3.3. Kılavuz yardımı ile drilleme hazırlığı.....	18
Şekil 3.4. Kılavuz yardımı ile drilleme.....	18
Şekil 3.5. Kılavuz yardımı ile tap'leme.....	19
Şekil 3.6. Konvansiyonel yöntemle vidalama röntgen görüntüsü... ..	20
Şekil 3.7. Tek planda açılı vida ile tespit röntgen görüntüsü.....	20
Şekil 3.8. Her iki planda açılı vida ile tespit röntgen görüntüsü.....	20
Şekil 3.9. Eğilme testleri genel sistem görüntüsü.....	21
Şekil 3.10. Eğilme testleri yakın plan görüntüsü.....	22
Şekil 3.11. Yan eğilme testleri yakın plan.....	23
Şekil 3.12. Sonlanmış deney yakın plan görüntüsü.....	24
Şekil 3.13. Deney sonucu grafiklerin örnek görüntüsü.....	25

TABLÖLAR DİZİNİ

	<u>Sayfa no</u>
Tablo 4.1. Aralık kapatan eğilme test sonuçları.....	26
Tablo 4.2. Yan eğilme test sonuçları.....	26
Tablo 4.3. Her iki test sonucu ortalamaları	27
Tablo 4.4. Her iki test sonucu ortalaması beraber değerlendirilmesi.....	28



1. GİRİŞ

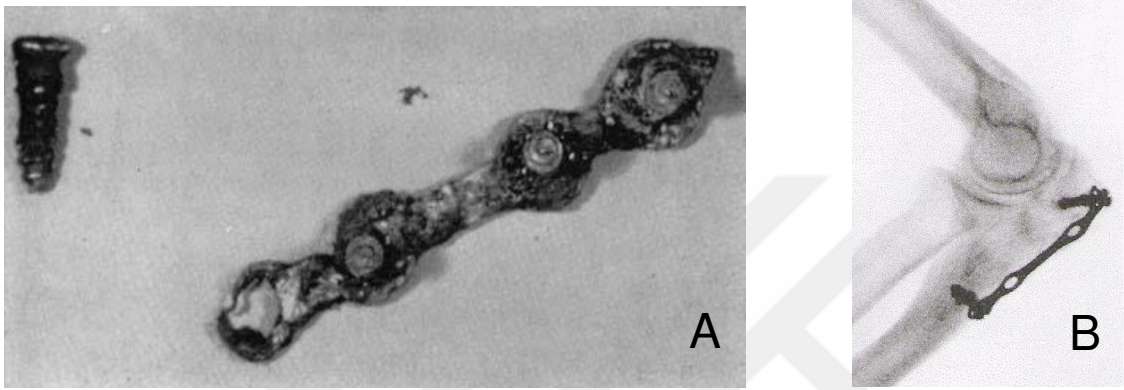
İlk insandan günümüze, insanlık M.Ö. 4000 yıllarında 40 sene olan ortalama yaşam beklentisini, yaşam kalitesinde de belirgin artışla beraber 1998 yılında tüm dünyada ortalama 68 seneye çıkartmayı başarmıştır. (1,2)

Bu gerçekten büyük başarı, insanların öncelikle düşünüp soru sorması, çözüm yollarını denemesi ve en sonunda da uygulamaya geçirilmesi ile sağlandı. Medeniyetler bu başarıları insanlığa hizmet olarak adlandırdı ve bu işi iyi yapanlar hem kendileri övündüler hem de çocukları. İlk sorunlar hep çözüldü ve hep yeni sorunlar çıktı, bu sorunlarda çözüldü sonra yeni sorunlar... Ve medeniyetler sonu olmayacağını bildikleri bir rekabete giriştiler.

Plak vida ile kırık tespitinde de insanlık karşılaşılan ilk sorunların artık çok ötesindedir. İlk başlarda fark bile edilmeyen sorunlar öncelikli sorunlar haline gelmiştir. Karşılaşılan ilk sorunlardan olan biyouyumlu materyal ile tespit sorunu artık ortadan kalkmış, kırık kaynaması oranları çok yukarılara çekilmiştir. Artık insanlık kemik kalitesinin iyi olmadığı durumlarda tespit sağlamlığını arttırmaya ilişkin yeni açılım arayışına girmiştir. Bu konuda yeni rekabet alanı “nasıl daha sağlam tespit sağlarım” olmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

Kırıkların plak-vida yöntemi ile tespit serüveni 1886 yılında Hansmann'ın bilinen ilk plağıyla başladı. (3) Bu ilk tecrübelerde plağın bir ucu ciltten çıkmaktaydı. Arkasından 1895 yılında Lane metal plakla kırık tespitine ilişkin tecrübelerini açıkladı. (4) Bu dönemde yapılan tespitlerde sorun; cerrahi tedavinin yüksek komplikasyon oranlarına eşlik eden implantın korozyonu ve yetmezliği sorunuuydu. (Şekil 2.1)



Şekil 2.1. Lane plağı

A) Çelik plakları o dönemin antiseptik şartlarıyla uygulamaya çalışan W.A. Lane' in çabaları korozyon sorununu ortaya çıkarmıştı. B) Olekranon kırığına Lane'in uyguladığı plağın 45 yıl sonraki röntgen görüntüsü.

Lambotte 1909 yılında plağa eğim vererek plak kuvvetini ve farklı metalurjik alaşımları kullanarak korozyona direnci arttırmaya çalışmıştır. (Şekil 2.2) (5) Bir nebze başarılı olsa da korozyon ve implant yetmezliği hala önemli sorunlardı. (6)

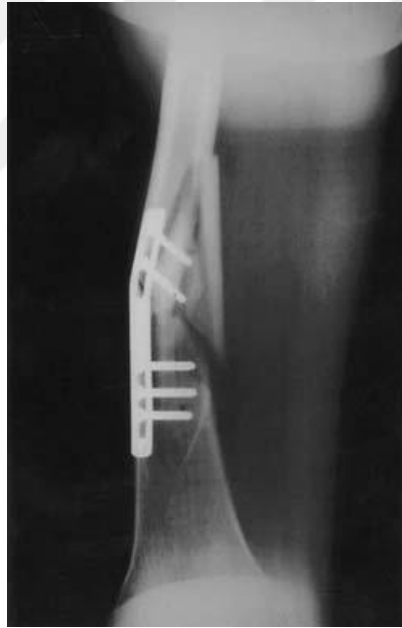


Şekil 2.2. Lambotte plağı

Lambotte, plağa 1/3 tübüler plaklarda olduğu gibi eğim vererek plak sağlamlığını arttırmayı başarmıştı. Çelik, bronz, pirinç ve aliminyum gibi farklı metalleri plak yapımında denemişti.

Aseptik cerrahi tekniklerin gelişmesi, 1895 yılında WC. Roentgen tarafından bulunan X ışınının klinik kullanıma girmesi, 1926 yılında paslanmaz çeliğin tıbbi kullanımı, 1928 yılında Sir A. Fleming'in penisilini bulması ile cerrahi tedavi komplikasyonlarının birçoğu ile artık başa çıkılmaya başlandı. Key, 1932 yılında kemik fragmanları arasında eksternal pinlerle sağladığı kompresyonu pozitif basınç olarak nitelendirdi ve kaynamaya olumlu yöndeki etkisini ortaya koydu. (7)

Bu kazanımların üzerine 1948 yılında Eggers kırık hattındaki resorbsiyonu kompanse etmek için vida başlarının plak üzerinde kayabileceği oval oluklu plakları geliştirdi. (8) Bir nevi kompresyon özelliği bulunan bu sistemin, aksiyel yüklenmeyi çevre kas tonusu ile elde edileceği düşünülüyordu fakat kompresyon kuvvetinin bu şekilde kazanılamayacağı görüldü. Stabilite önemli bir sorun olmaya devam etti. (Şekil 2.3) (9)



Şekil 2.3. Egges plağı

Egges ise, kompresyon kavramı yavaş yavaş anlaşılmaya başladığında plağın her iki tarafında uzanan iki adet ince uzun vida deliğine, vidalar yerleştirmekte ve aksiyel planda harekete izin vermek için vidaları sıktıktan sonra biraz gevşetmekteydi. Amaç kırık hattında kas tonusu ile kompresyon yaratmaktı. Ancak sistem yeterince stabil değildi.

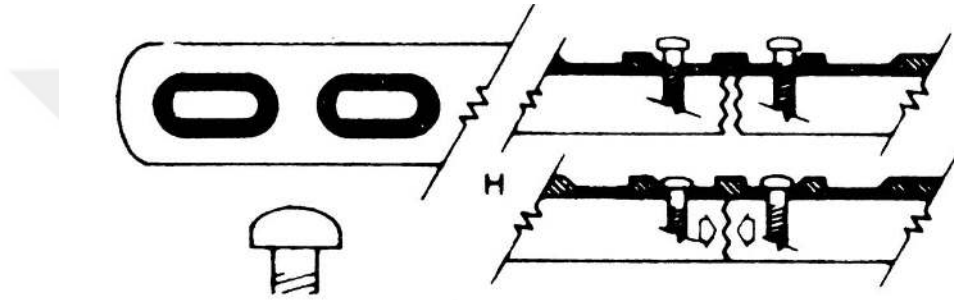
Danis, 1949 yılında kırık hattında kompresyonu plağa yerleştirilen ayrı bir vida sistemi ile sağladı. (Şekil 2.4) (10) Bagby ve Janes, 1958 yılında özel olarak oyulmuş oval deliklerle, ayrı bir kompresyon vida sistemine ihtiyaç duyulmadan vidaların sıkılması ile kompresyon sağlamayı başardı. (Şekil 2.5) (11) Ancak plak yeterince kalın olmadığı için plağa dair

yetmezlik sorunu hala sürüyordu. Müller, 1965 yılında çok daha ağır ve sağlam olan 4,5 mm'lik plak ve özel bir kompresyon cihazı ile tespit sağladı. (Şekil 2.6) (12)



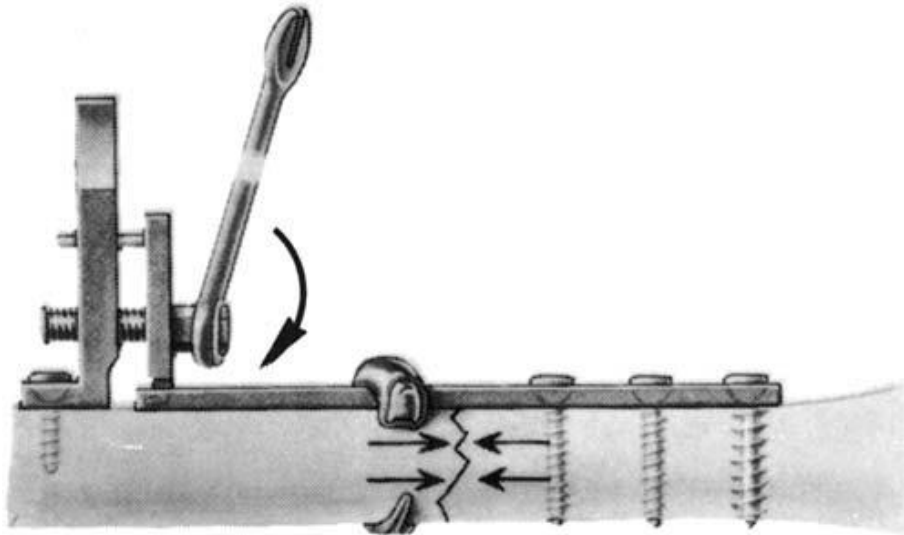
Şekil 2.4. Danis plağı

Danis'in kompresyon sağlamak için bulduğu yöntem, plağa yerleştirdiği ayrı bir sistemdeki vidayı sıkıştırmaktı. Ancak cerrahi esnasında uygulaması zordu ve hala plak stabilite sağlayacak kuvvetten uzaktı.



Şekil 2.5. Bagby ve Janes'in kompresyon plağı

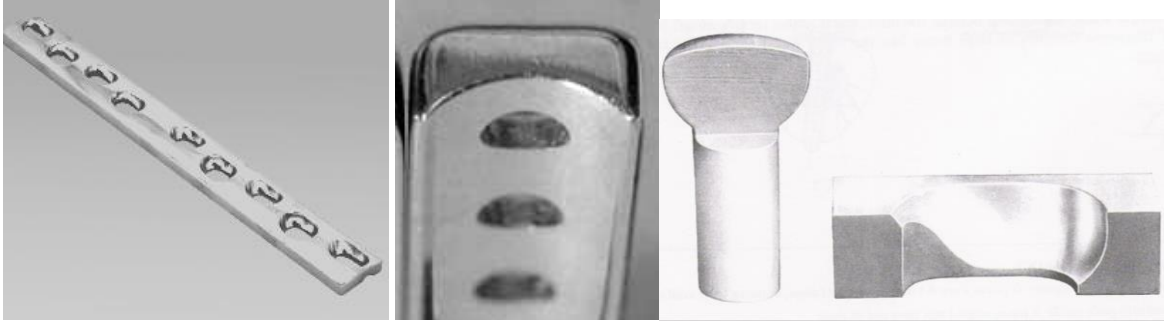
Bagby ve Janes günümüz kompresyon plaklarına ışık tutan çok akıllıca bir çözümle ayrı bir sistem gerektirmeyen plakları ortopedik kullanıma sundular. Plağın kemiğe yakın tarafındaki vida deliği genişliğini dar tutup giderek plak yüzeyine doğru genişleyen delikler aracılığı ile vida sıkıştırılırken plak kaymakta ve kırık hattında kompresyon yaratmaktadır. Ancak sağlam plak için hala yeterli kalınlık tanımlanmamıştı.



Şekil 2.6. Müller'in kompresyon cihazı

Müller kompresyonu ayrı bir cihazla uygulamaya çalıştı ancak onun asıl kazandırdığı bilgi yeterli kalınlıkta plak idi. Yani 3,5 ve 4,5 luk plaklar tanımlandı.

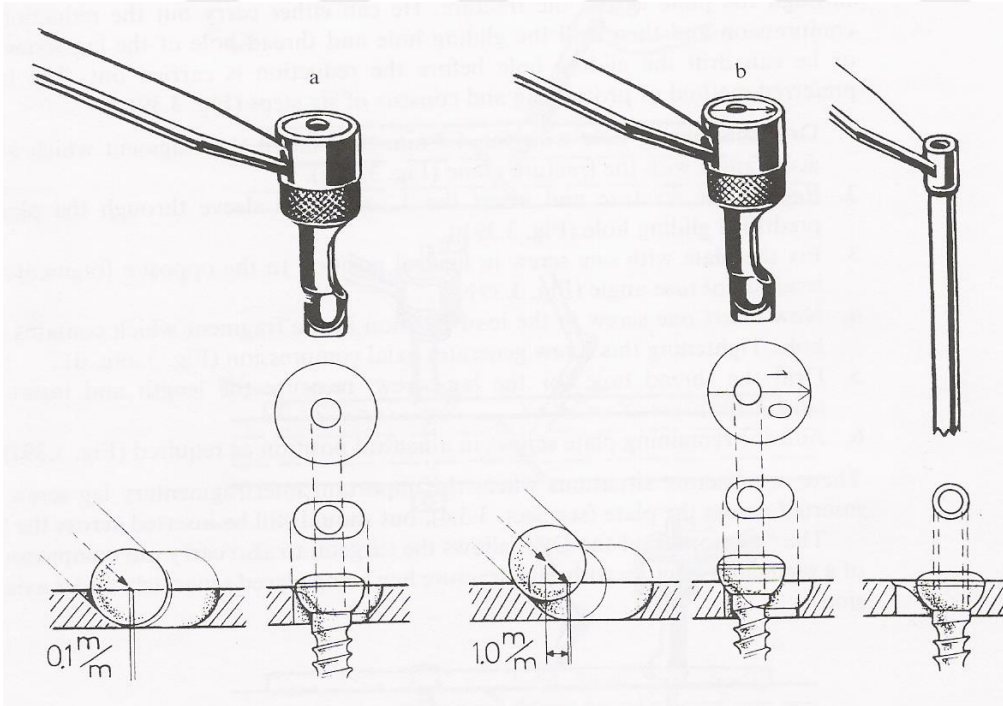
Ve nihayet, 1969 yılında yaklaşık 80 yıllık bir tecrübe birikimi ile stabil tespit, korozyona direnç, yeterli plak sağlamlığı ve kırık hattında kompresyon, dinamik kompresyon plağı ile başarıldı. (Şekil 2.7) (13)



Şekil 2.7. DC Plakları

AO Grubu bayraktarlığında elde edilen bilgi birikimleri DCP'ları olarak kullanıma sunuldu. Plak yeterli kalınlıkta, eğim verilmiş ve Bagby ve Janes'in tanımladığı şekilde kompresyon yapıyordu.

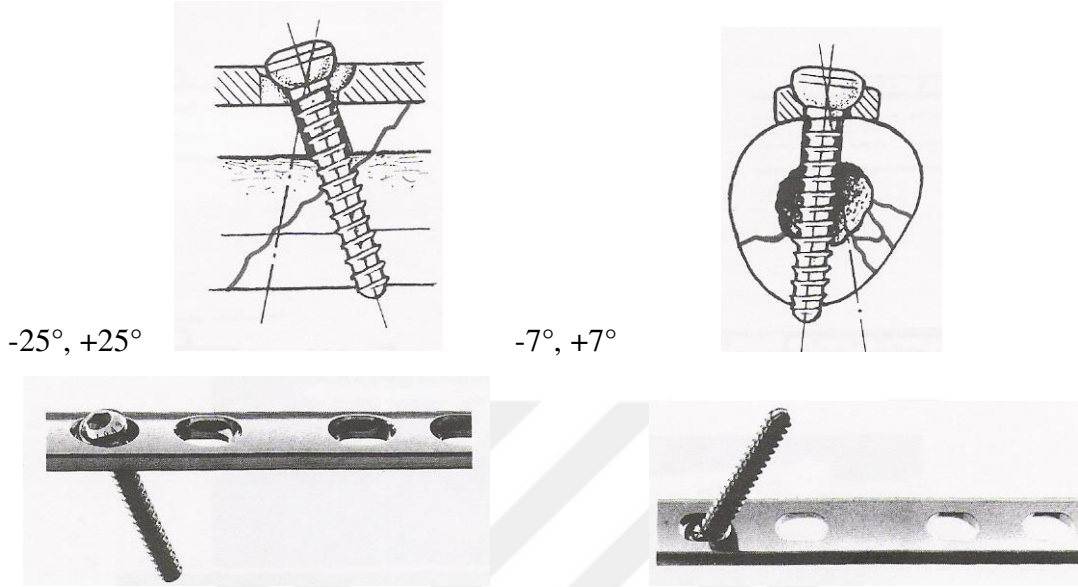
DCP'larında kırık hattında kompresyon, vida deliklerinin kırık hattından uzak tarafındaki eğim sayesinde sağlanıyordu. Yani delik merkezinden kırık hattı uzağına kaydırılmış drilleme ile vida sıkıştırılırken kırık hattında kompresyon sağlanıyordu. (Şekil 2.8)



Şekil 2.8. DCP'ı kompresyonu

A) Kırık hattında kompresyon yaratmadan yapılan yerleştirme. Drill kılavuzu plaktaki vida deliği merkezinde drilleme yapmakta ve vida yerleştirilirken plakta hareket olmamakta. **B)** Egzantirik yerleşimli drill klavuzu, plaktaki vida deliğinin merkezinden daha uzağına, kırık hattından uzak tarafa vida yerleşimini sağlamakta ve böylece vida sıkıştırılırken vida, plağı kendine doğru çekmektedir. Böylece kırık hattında kompresyon sağlanmaktadır.

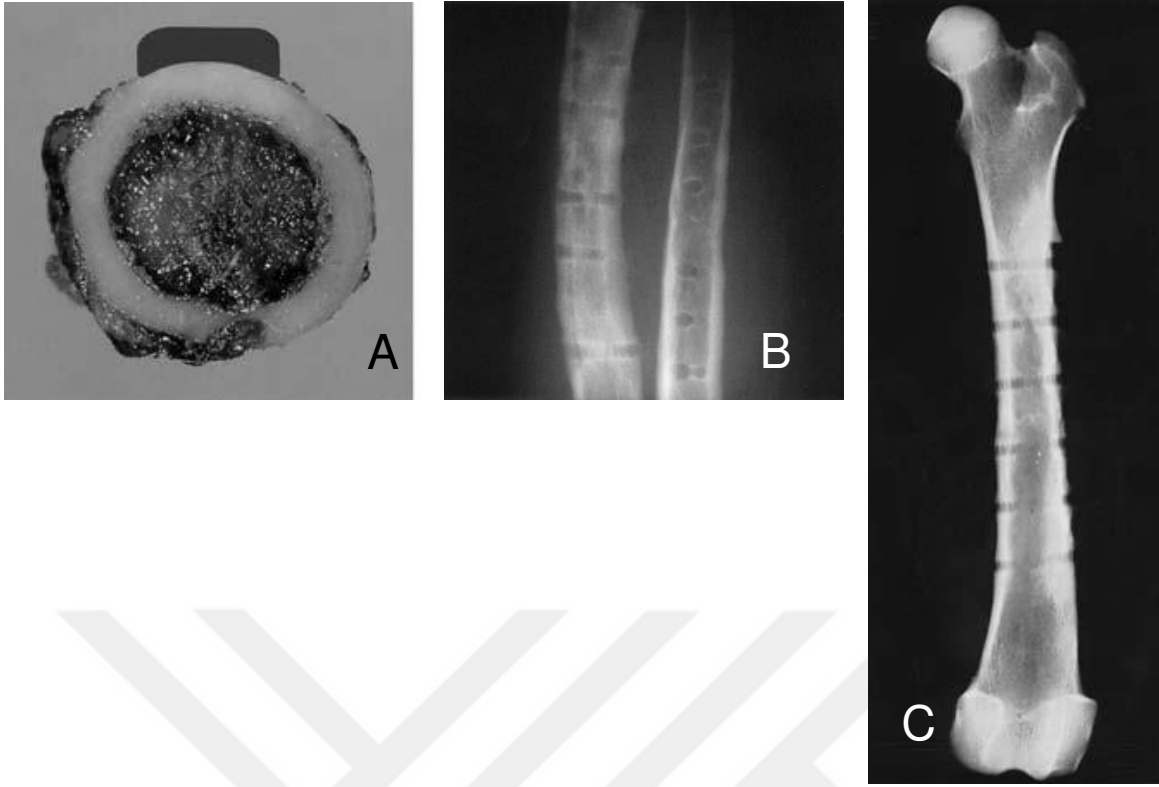
Ayrıca DCP'ları oblik gönderilen vidalar için şaft ekseninde 25 derece, transvers planda ise 7 derece açı yapacak şekilde gönderilebiliyordu. (Şekil 2.9) (13) Ancak bu açılı vida uygulaması sadece fragmanlar arası vidalar için öneriliyordu.



Şekil 2.9. DCP'ı oblik vida açıları

Kırık fragmanları arasında vida göndermek için kırık hattına mümkün olduğunca dik vida göndermek istendiği için plak üzerinden bu vidaları gönderirken plağın izin verdiği açılar araştırılmıştır. Şaft ekseninde 25 derece, bu eksene dik transvers planda ise 7 derece açılanma vida başı plağa tam otururken elde edilen en fazla değerlerdir. Plağın kemiğe oturan yüzündeki vida delikleri keskin hatlıdır. Cerrahi teknik olarak, tam yivli vida ile yakın korteksin daha geniş drill ile drillenmesi sonrası uzaktaki korteksin çektirilmesi önerilmektedir.

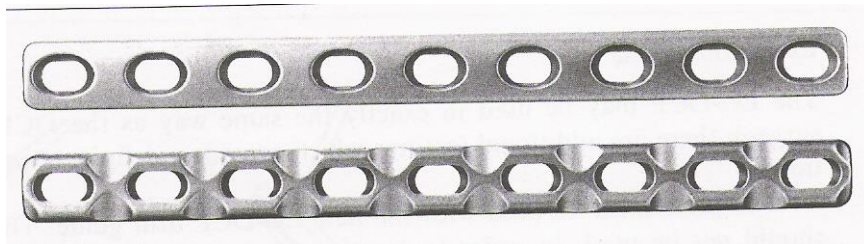
Genel olarak başarılı bir kırık tedavisi sağlayan bu DCP'larıyla artık daha ikinci planda gözüken sorunlar ortopedi camiası tarafından tartışılmaya ve çözülmeye çalışıldı. Artık tartışılan sorunlar; plak altında kalan kortikal kemiğin kaybı, gecikmiş kaynama ve plak çıkartıldıktan sonra görülen tekrar kırılmalarıdır. (Şekil 2.10) (14,15) Bu sorunun sebebi olarak ilk akla kortikal dolaşımın bozulması ve plağın aksiyel yükleri taşıması sebebi ile kemik yapıların bu yeni şartlara uyum sağlaması gelmiştir. (16)



Şekil 2.10. DCP sorunları

A) DCP'ların altında kalan kortekste vidaların sıkıştırılması ile kompresyon meydana gelmekte ve bu plak altında bir nevi kompartman sendromuna yol açmaktadır. Kanlanma azalması ile bu bölgede kortikal nekroz ortaya çıkmaktadır. B) Plak tespiti sonrası plağın bulunduğu bölgedeki korteks, plakların yük taşıyan sistemler olması nedeni ile zamanla yoğunluğunu kaybetmekte ve bu da plak çıkartılması sonrası yeniden kırıklara yol açmaktadır. C) Sonuçta engellenemeyen sorun, plağı vücudun yük taşıyan bir araç olarak kullanması ve buna bağlı olarak da plak altında kalan kemikte yeniden modellenmeye gitmesidir.

Daha az kortikal temas, daha az korteks hasarı amacı ile 1992 yılında AO Grubu tarafından kemik-plak temas yüzeyini %50 azaltan LC-DCP geliştirilmiştir. (Şekil 2.11) (17)

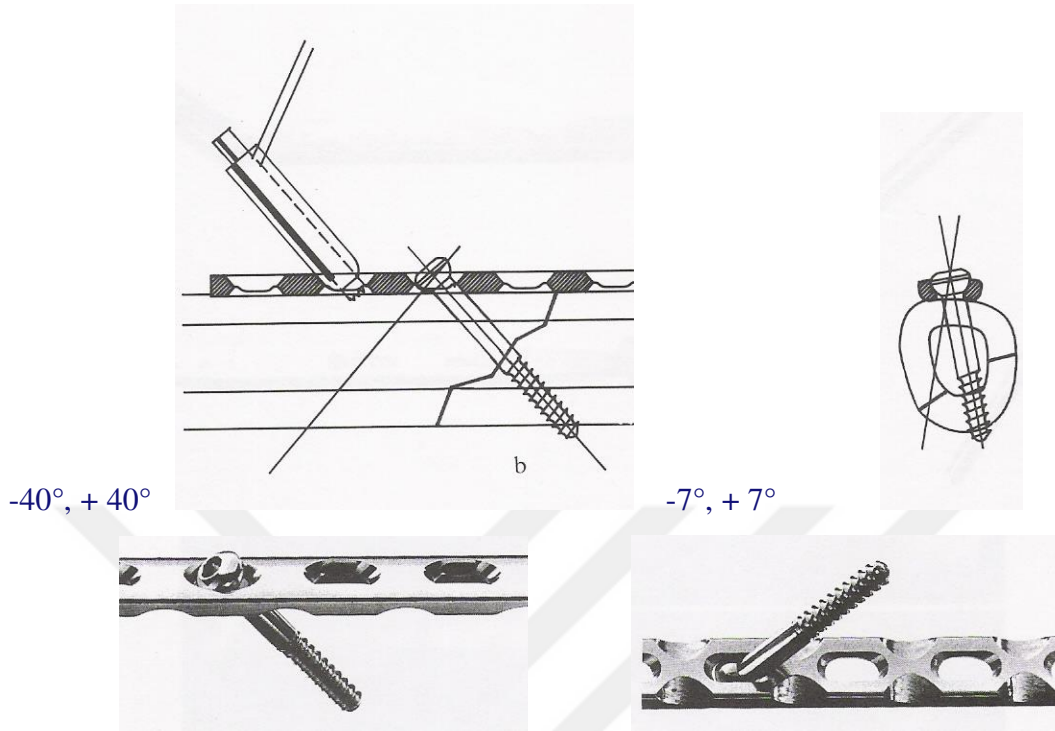


Şekil 2.11. LC-DC Plakları

LC-DCP'ları plak altında kalan alanı %50 azaltmışlar ve plağın kemiği komşu vida deliğinin hatlarını yumuşatarak oblik vida göndermek için daha geniş açılar elde etmişlerdir.

LC-DCP'larıyla fragmanlar arası vida uygulamalarında, vida gönderme açılarını genişletmek amacı ile vida oyuklarının kemiğe komşu tarafı daha oval hale getirildi. Böylece shaft ekseninde açılanabilme 40 dereceye kadar arttırıldı ancak transvers planda

açılanma artışı plak kuvvetinde belirgin azalmaya yol açacağı ve pek ihtiyaç duyulmaması sebebi ile artırılmadı, yani 7 derecede kaldı. (Şekil 2.12) (17)



Şekil 2.12. LC-DCP oblik vida açıları

LC-DCP 'ları şaft ekseninde açılanmayı, plaktaki vida deliğinin kemik komşuluğundaki kenarlarının hatlarını yumuşatarak 40 dereceye kadar çıkardılar. Plağın kemik üzerine oturan yüzeyindeki vida deliklerinin hatlarını yumuşatıldı. Transvers planda açılanma ise en fazla 7 derecedir. Ve cerrahi teknik olarak, artık kırık hattında fragmanları çektirme amaçlı yarım yivli vidalar önerilmektedir.

İlk plak tecrübesinden 100 yıl sonra artık plak-vida ile tespit, kırık tedavisinde ortopedistlerin en iyi silahlarından birisi haline gelmiş ve temel plak-vida tespiti prensipleri ortaya kondu. (18) Bunlar:

a) Direkt Yaklaşım: Kırık hatlarının hepsi mümkün olan en az periost sıyrılması ve eksplorasyon sonrası ortaya konmalıdır.

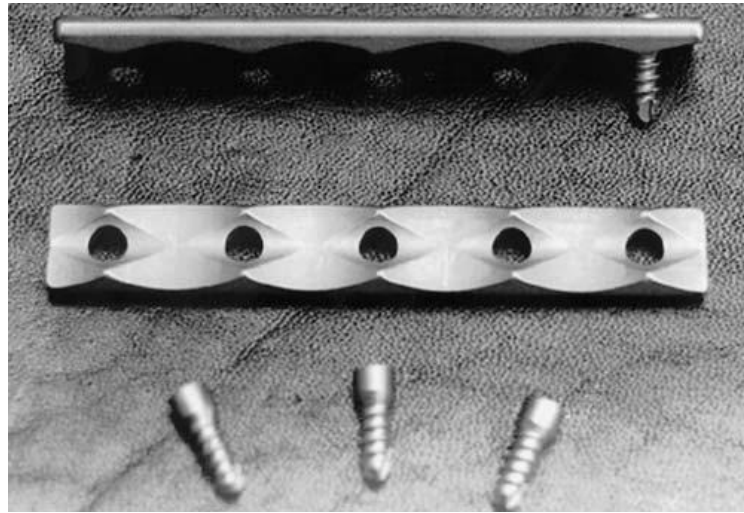
b) Anatomik Redüksiyon: Kırık hatları mümkün olan en iyi şekilde birbirine uydurulmalıdır.

c) Mutlak Stabillite: Plak-vida sistemi kemiğe mümkün olan en sağlam şekilde tutturulmalı ve kırık hattında kompresyon sağlanmalıdır. Daha sonra yapılan çalışmalarda mutlak stabilliteden kastın %2 den daha az kırık hattında hareket olduğu ortaya kondu. (19)

Burada sistemin kuvveti plağın kemiğe bastırılması ile elde edilen sürtünme kuvveti ile elde edilmektedir. Sistem kendi içinde stabil değildir ve şaft'a tutunma fragmanlar arası vidalar hariç plağa her iki planda dik vidalar ile sağlanır.

DCP ve LC-DCP'ları ile artık %95'in üzerinde kaynama oranları bildirilmiştir. (20, 21) Ancak sorunlar çözüldükçe daha başka sorunlar çözülmek üzere gün yüzüne çıkmıştır. Bu plaklarda karşılaşılan sorunlar artık: bozulmuş redüksiyon sonrasında gelişen dizilim bozuklukları ve instabilite, kemik kan akımında önlenemeyen bozulma, çok parçalı kırıklarda elde edilemeyen anatomik redüksiyon ve iyatrojenik yumuşak doku hasarları idi. (22) Ayrıca osteoporoza bağlı olarak %10-25 'e varan redüksiyon kayıpları da artık en önemli sorunlardandı. (23) Osteoporozun proksimal humerus kırıklarında vida gevşemesi ve çıkmasına bağlı % 50 den fazla kötü veya vasat sonuçlara yol açtığı bildirilmişti. (24)

Bilim dünyası karşılaşılan bu sorunlara hem yaklaşım ve redüksiyon prensiplerinde hem de plak tasarımında yenilikler arayarak cevap verdi. Yaklaşım olarak daha az doku hasarı amaçlı MIPO, LISS teknikleri tanımlandı. Bu tekniklerde artık indirekt redüksiyon üzerinde durulmakta ve daha küçük insizyonlar tercih edilmekte idi. (22) Plak tasarımında ise; kanlanmayı bozmamak, plak kemik sürtünme kuvveti ile sağlanan stabiliteyi plak-vida bileşkesine kaydırmak amacı ile nokta kemik teması sağlayan ve vida başının plak oluğuna kısmen sabitlendiği PC-Fix plakları geliştirildi ilk sonuçlar umulan kadar iyi değildi. (Şekil 2.13) (25, 26)

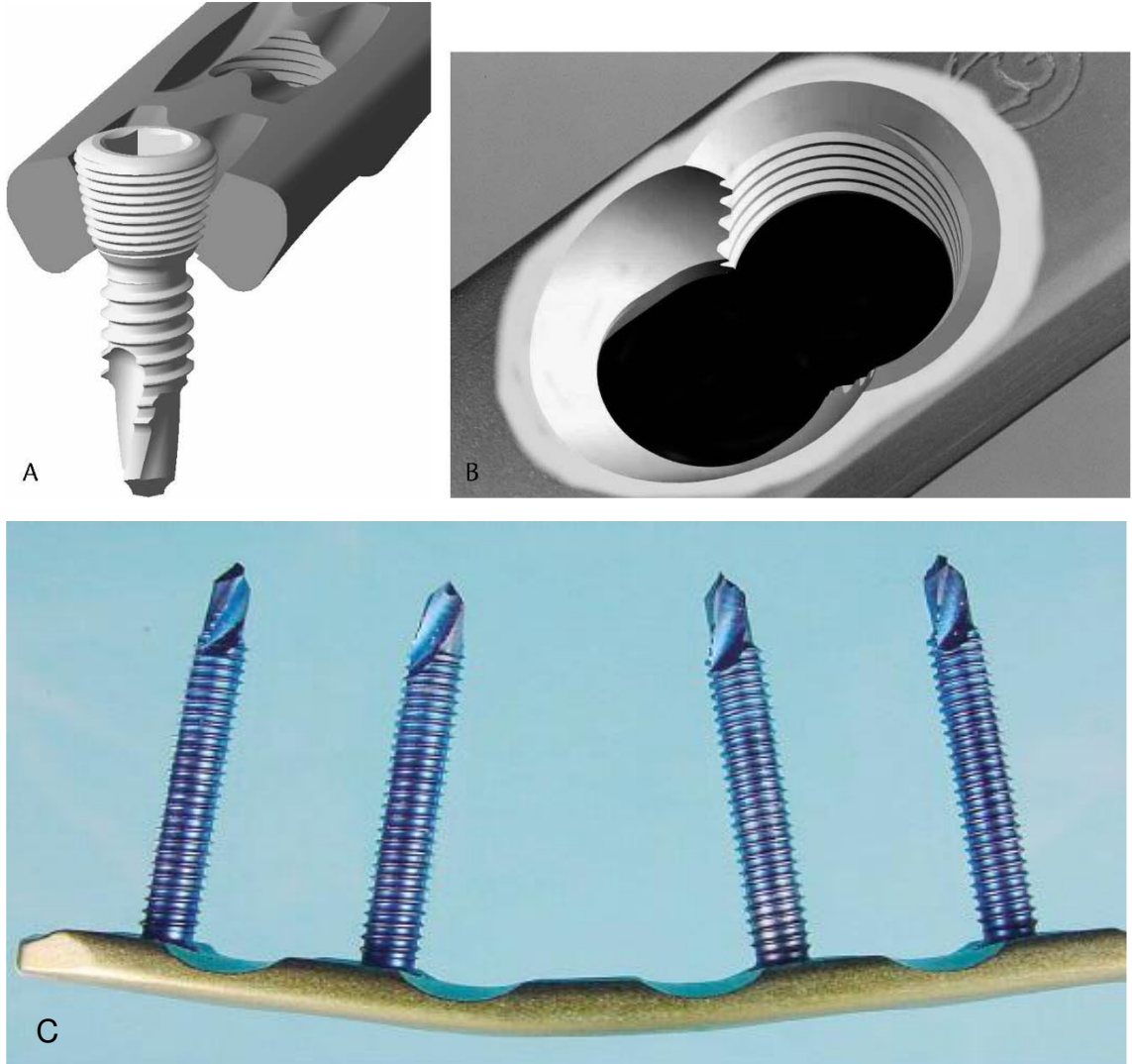


Şekil 2.13. PC-Fix plakları

PC-Fix'ler plağın aksiyel yük taşımasına engel olmak, kortikal kanlanmayı bozmamak amacı ile kemik korteks'e noktasal olarak temas ediyordu. Ayrıca, plak vida bileşkesinde yük taşınmasını arttırmak amaçlı plak vida delikleri ve vida başları silindirik şeklinde idi. Kırık hattında kompresyon bu plaklarla sağlanamıyordu.

Ve PC-Fix ile plak vida bağlantısında aranan stabilite ortopedide devrim yaratacak bir buluşa ön ayak oldu.

LCP'ları: vida başını çevreleyen yivlerin plağın vida deliğinde bulunan yivlere yerleştirilmesi ile elde edilen kendi kendine stabil sistem. (Şekil 2.14) Bu yeni sistem yapılan biyomekanik deneylerde diğerleriyle kıyaslanamayacak kadar iyi sonuçlar almıştır. Yaklaşım ve redüksiyondaki yeniliklerle beraber uygulandığında ilk klinik sonuçları ile cerrahları heyecanlandırdı. (27, 28)



Şekil 2.14. LC Plakları

A) LCP'ları ile tespitite kullanılan vidaların korları, stabilitede daha çok görev almaları nedeni ile daha geniş ve vida başları yivlidir. B) Plaktaki vida delikleride yivlidir ve vida bu yivlere tam olarak oturur. Yanında bulunan kompresyon özellikli delik ise hala kırık hattı kompresyonundan vaz geçilemediği için kombine hale getirilmiştir. C) Bu plakların vida plak yerleşimi sağlandığında kendi içinde stabil olmaları biyomekanik yönden en önemli avantajlarıdır.

LCP ile yapılan tespitin temel prensipleri de hemen şekillenmeye başladı. Bunlar:

a) İndirekt Redüksiyon: Artık eklemi ilgilendiren kırıklar hariç, kırık hatları explore edilmeden, daha az yumuşak doku hasarı için dizilimin sağlanmasının öncelikli hedef olması amaçlanır. (22)

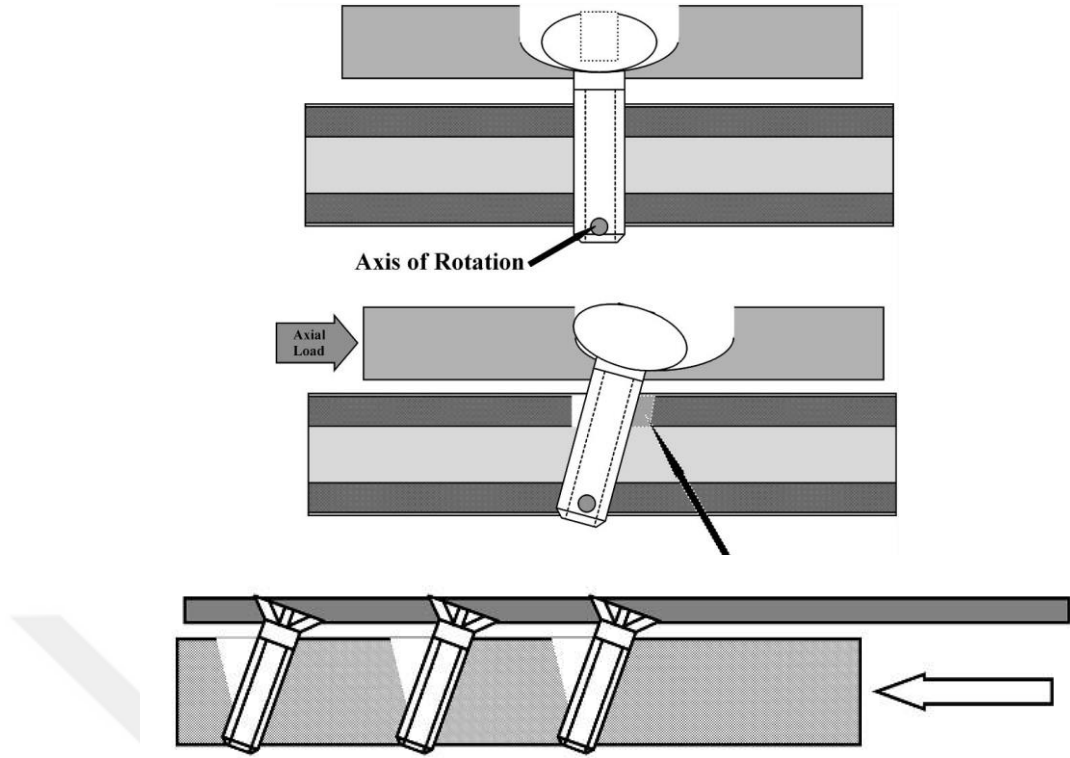
b) Rölatif Stabilité: Rijit fiksasyona ihtiyaç duyulmadan kırık hattında %2-10 harekete izin vererek kallus oluşumunu arttırmak önerilmektedir. (19)

Bu yeni plak vida sisteminin çözüm bekleyen sorunları yeni yeni ortaya çıkmaktadır. Örneğin; ilk başlarda osteoporozda avantaj olarak sonulan sistemin tek başına stabil olması, humerus proksimal uç kırıklarında daha önce vida çıkması (pullout) sorununu, vida yırtması (cutout) sorununa dönüştürmektedir. (29, 30)

LCP ile yapılan tespitte de diafizler kemik tutunması kemiğe ve plağa dik vidalar ile sağlanmaktadır. Hatta vida başları yivli olduğundan bu açının tam 90 derece olması daha da önem kazanmaktadır. (31) Açılı vidalar ile tespit ise PHILOS plaklarında olduğu gibi sadece metafizler kemiğin olduğu bölgelerde kullanılmakta ve stabiliteye katkısı olduğu vurgulanmaktadır.

Bilim dünyasının geliştirdiği iki temel plak tipinin biyomekanik davranışları karşılaştırıldığında:

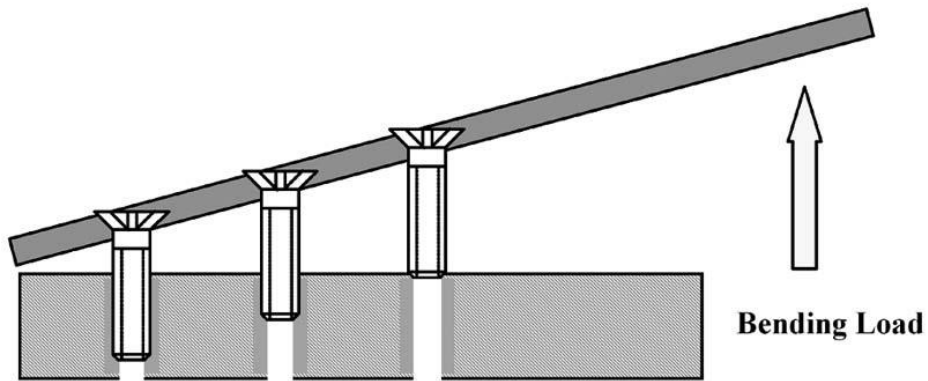
DCP ve LC-DCP'ları aksiyel yüklenmeye plak kemik arasındaki sürtünme kuvveti ile karşı koymaktadırlar. Bu sürtünme, kuvveti vidalar yerleştirilirken sıkıştırma torklarıyla sağlanmaktadır. Sürtünme kuvvetini aşan kuvvetlerle karşılaşıldığında plak kemik bileşkesinde hareket başlayacak ve vidalar uzak kortekste geçtikleri yer merkezli olarak kayma yönündeki yakın kortekse dayanacak ve kompresyon uygulayacaktır. Buradaki tutunma vida yivi ve kuru tarafından sağlanacaktır. (Şekil 2.15) Direnç kuvveti tarafından aşılar ise artık kuvvetler makaslama kuvvetine dönüşecek ve vida çıkarıcı yönde etkiyecektir. Osteoporotik kemiklerde elde edilebilen en yüksek torkun çok düşük olması nedeni ile tutunma kuvveti belirgin azalmaktadır. (32, 33)



Şekil 2.15. DCP ve LC-DCP aksiyel yüklenme mekaniği

DCP ve LC-DCP'ları kemik plak bileşkesindeki sürtünme kuvveti ile tutunma sağlamaktadır. Bu sürtünme vidalar yerleştirilirken uygulanan tork kuvveti ile elde edilir. Aksiyel yükler sürtünme kuvvetini aştığında ise vidanın geçtiği karşı korteks rotasyon merkezi olarak görev yapacaktır. Aksiyel yüklenmenin devam etmesi durumunda vida yakın kortekse koru ile kompresyon yaratır. (Siyah ok) Yüklenmenin devam etmesi ile kuvvet kemiğin çok daha az direnç gösterebildiği makaslama kuvvetine dönüşür.

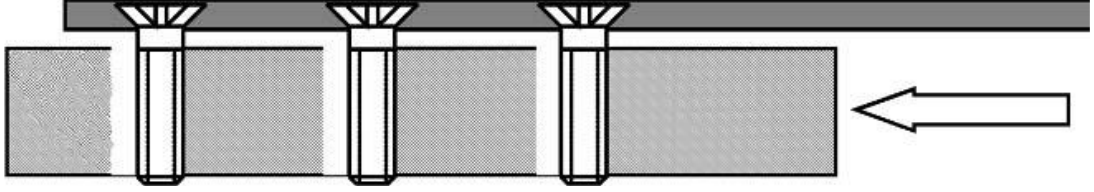
DCP ve LC-DCP'larına, eğilme kuvveti uygulandığında ise vidalar bu kuvveti vida ekseninde yerleştirildiği tork gücü ile karşılar ve sınır aşıldığında ise vidalar yivleri sayesinde sağladığı kemik tutunmayı yırtarak çıkarlar. (Şekil 2.16)



Şekil 2.16. DCP ve LC-DCP eğilme kuvveti mekaniği

DCP ve LC-DCP'larına eğilme kuvveti uygulandığında ise vidalar yivlerinin tuttuğu kadar kemik dokusunda (daha koyu gösterilen alan) tutunma sağlayacaktır ve kuvvet vidaları direkt yerinden çıkartıcı yönde etkiyecektir.

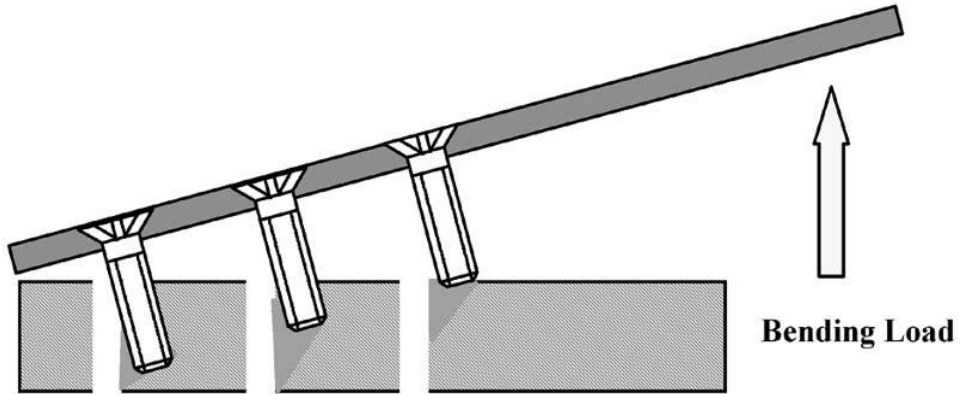
LCP'larına aksiyel yüklenme uygulandığında ise vida kilitli olduğu için rotasyon merkezi oluşmaz ve vida her iki kortekstende kompresyon kuvveti ile destek alır. Bu destek vida yivi ve kuru tarafından sağlanır. Kemiğin çok daha az direncinin olduğu makaslama kuvvetine dönüşüm olmaz.(Şekil 2.17)



Şekil 2.17. LCP aksiyel yüklenme mekaniği

LCP'larına aksiyel yüklenme uygulandığında sürtünme kuvveti ile karşılama olmadan kuvvet direkt olarak vidalar üzerinden kemiğe kompresyon uygulayacaktır. Bu kompresyon kuvveti vidanın geçtiği her iki korteks tarafından karşılanacak, herhangi bir rotasyon merkezi oluşmayacak ve makaslama kuvvetine dönüşüm olmayacaktır.

LCP'larına aralık kapatan eğilme testi uygulandığında ise kilitli vidalar yivlerinin yanı sıra korları ile de kemiğe tutunmaya çalışırlar. (Şekil 2.18)



Şekil 2.18. LCP eğilme kuvveti mekaniği

LCP'larında eğilme kuvveti ile vidaların komşu kortekse kuru ile beraber tutunması cevabı oluşacaktır. Kuvvet devam ederse koyu taranmış alanda makaslama kuvvetleri oluşacak ve sistem korteksi yırtarak çökecektir. Vida sıyrılmasına yol açan kuvvete dönüşüm olmayacaktır.

İnsanlığın plak-vida ile tespit için 120 yılda geliştirdiği DCP, LC-DCP, PC-Fix, LCP sistemlerin genel olarak çok başarılı olmakla beraber ek stabiliteye ihtiyacı olduğu çalışmalarla ortaya konmakta ve özellikle osteoporozda bu sorun ön plana çıkmaktadır.

Şöyleki; Kornel ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, yaşlı hastaların distal humerus kırığı nedeni ile yapılan açık redüksiyon ve internal fiksasyon cerrahisi sonrası komplikasyon

oranları yüksek bulunmuş ve en ağırlıklı sorunun vida gevşemesi ve/veya implant yetmezliği olduğu ortaya konmuştur. (34)

Schütz ve arkadaşlarının yaptığı diğer çalışmada ise, distal femur kırığı sebebi ile LISS cerrahi tekniği ile LCP uygulaması sonrası implant gevşemesi oranı %4,5 olarak bulunmuştur. (35) Benzer şekilde, Haas ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ise PC-Fix ile yapılan tespit sonrası %1,8 vida gevşemesi oranı bildirilmiştir. (36)

Yukarıda değinilen sorunlara yönelik olarak bilim dünyasında akla gelen çözümler şöyle olmuştur:

a) Plak uzunluğu, plak sayısı ve vida yerleşimi, vida sayısında değişiklik yapılması:

Törnkvist ve arkadaşlarının DCP ile yaptığı bu önemli çalışmada; sık ve fazla sayıda vida yerleştirmek yerine, uzun plak seyrek vidanın daha kuvvetli bir tutunma sağladığı gösterilmiştir. (37) Daha uzun plak veya iki plak ile tespit sağlanması ile de stabilitenin arttırılabildiği ek çalışmalarla ortaya konmuştur. (38, 39)

b) Vidanın yapısında değişiklik yapılması: Hidroksiapatit kaplı vida kullanımı veya vida adımı ve kor mesafesinde yapılabilecek değişiklikler vidanın sıyrılma kuvvetinde artış sağlamaktadır. (40) Benzer şekilde vida yapısında çeşitli değişiklikler yapılması ile ek stabilitenin kazanıldığına dair birçok çalışma literatürde mevcuttur. (41- 45)

c) Polimetilmetakrilat ilavesi: Struhl ve arkadaşları suprakondiler femur kırığı tanısı ile DCS uyguladıkları ve polimetilmetakrilatla tespiti kuvvetlendirdikleri osteoporozlu vakalarda implant yetmezliği sorununa etkin çözüm getirdiklerini bildirmişlerdir. (46) Benzeri bir çalışmada Van Landuyt çimento ilavesi ile tespiti yine efektif bulmuştur. (47)

Mevcut plak-vida ile tespit yöntemlerini kuvvetlendirmek adına akla gelen çözüm yollarından bir tanesi de, vidaların plak ve diğer vidalar ile açılı yapacak şekilde gönderilmesidir. Böyle bir çözüm yolunun etkin olabileceğine dair temel bilgiler:

a) Bir korteksten diğerine açılı olarak gönderilen vidaların kortikal kemikte alacakları yol dik açılı ile gönderilen vidalara göre daha fazla olacaktır. Bu da kortikal tutulum sağlayan daha fazla vida adımı demektir.

b) Kırık hattından kaynaklanacak eğilme kuvvetleri, eğer vidalar plağa dik gönderilirse plak aracılığı ile vidalara direkt olarak vida sıyrıcı güç (*pullout*) olarak yansıyacaktır. Fakat vidalar açılı gönderilir ise yine eğilme kuvveti plağın kemikten uzaklaşmak istemesine yol açacak fakat vidanın açılı gönderilmesi sebebi ile vida sıyrıcı kuvvet vida tarafından her iki planda kuvvetin dağılması şeklinde karşılanacak, yani kuvvet x ve y düzlemlerinde paylaşılacaktır. Aynı zamanda bu vida çıkartıcı kuvvete sadece vida yivlerinin tutunması karşı koymayacak, vida koruda, kuvvet x ve y düzlemlerine yayıldığı için her iki planda kortekse dayanarak tutunmaya yardımcı olacaktır.

c) Ayrıca kırık hattından uzaklaşan konfigürasyon kırık hattı vida deliği mesafesinde artış ve daha az stres konsantrasyonu yaratacaktır.

d) Kırık hattından uzaklaşır şekilde açılı gönderilen vidalar aksiyel yüklenme karşısında kuvveti, daha çok vidaları komprese edici kuvvet şekline dönüştüreceklerdir. Bununda plak-vida tutunmasını artıracığı düşünülmektedir.

e) Tek planda açılı vidalama yöntemine ikinci bir planda açılanma eklenmesi yani; kırık hattından uzaklaşır şekilde yönlendirilen vidalardan birinin anterior'a yönlendirilirken diğerinin posterior'a yönlendirilmesi, yukarıda belirtilen prensiplere ek olarak torsiyonel yüklerin vida üzerindeki çıkartıcı etkisini de azaltacağı ve bu plandaki plağın direnme gücünü arttıracığı düşünülmüştür.

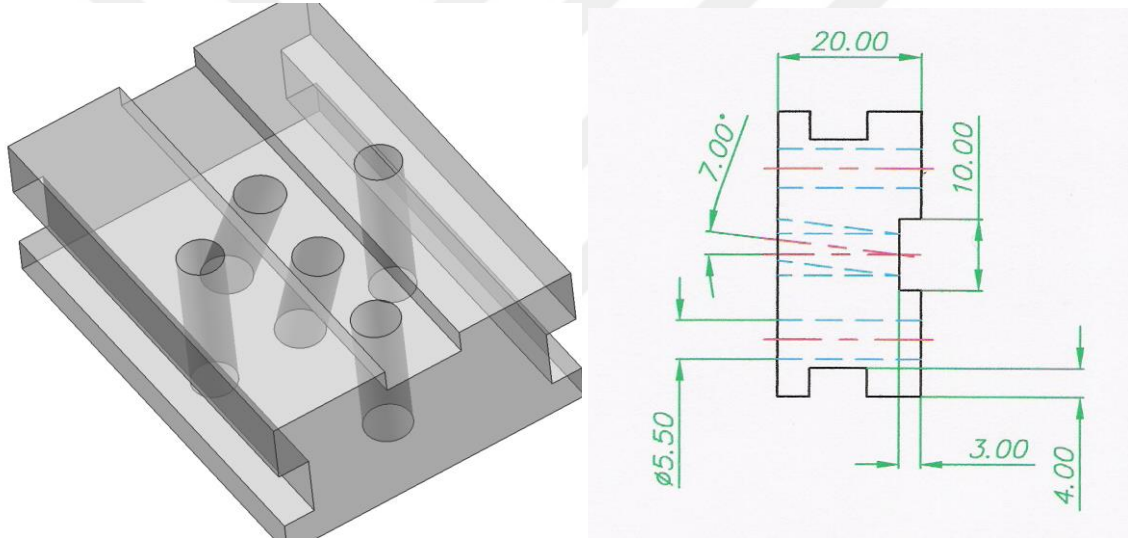
f) İkinci planda açılanma, vida delikleri arasındaki mesafenin daha fazla olmasını sağlayacaktır, bu da daha az stres konsantrasyonu demektir.

g) Daha sağlam tutunmanın beraberinde sistem çökünceye kadar daha fazla deformiteye karşı direnç ve böylece daha az deformasyon oluşturması muhtemeldir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızın projesi Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi Araştırma Kurulu tarafından değerlendirildi ve 05/07/2007 tarihinde DA0727 numaralı proje olarak kabul edildi.

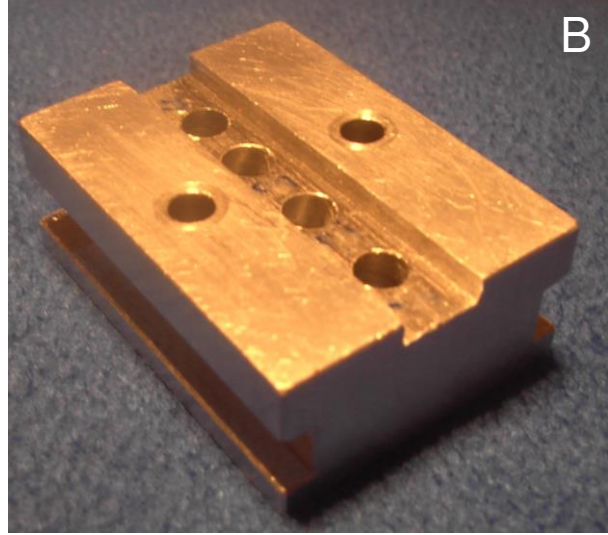
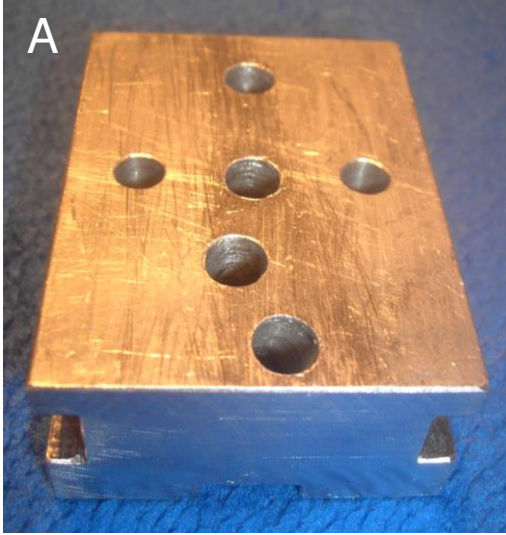
Deney düzenekleri 6 delikli 3,5 mm'lik dar DCP plakları (Hipokrat, İzmir, Türkiye) ile 2,5 mm'lik drill, 3,5 mm'lik tap ve 3,5 mm'lik tam yivli kortikal vidalar (Hipokrat, İzmir, Türkiye) kullanılmak üzere hazırlandı. Bu amaçla; öncelikle drillemenin istenen açıda yapılabilmesi için 2,5 luk drill'e tam oturan bir kılıf yapıldı. Plakların üzerine tam oturacağı ve en az standart sapma ile açılı vida gönderilebilecek kılavuz tasarımları bilgisayar ortamında projelendirildi. (Şekil 3.1)



Şekil 3.1. Kılavuz bilgisayar tasarımı

Vidaları açılı gönderebilmek amacı ile 2,5 mm'lik drill için yaptırdığımız kılıfın içine tam olarak oturacağı 3 adet delik tasarlandı. Deliklerden birisi tam dik, diğeri plak eksenine 20 derece açı yapacak şekilde, 3. delik ise hem plak ekseninde 20 derece açı yapacak şekilde hemde transvers ekseninde 7 derece açı yapacak şekilde tasarlandı. Daha sonra projeye 3. delikte olduğu gibi plak ekseninde 20 derece açılan ancak 7 derece açılanması 3. deliktekinin diğer tarafına olan 4. bir delik ilave edildi.

Projede DCP larının yapısal özellikleri göz önüne alınarak şaft ekseninde 20 derece, bu eksene dik eksende ise 7 derece açılma hedef alındı. Drill kılıfı, plak ve istenen açılara uygun kılavuz yapıldıktan sonra, delik açılarının doğruluğunu değerlendirmek amaçlı elektronik ölçüm yapıldı ve yeterli bulundu. (Şekil 3.2) (Bkz. Ek-1)

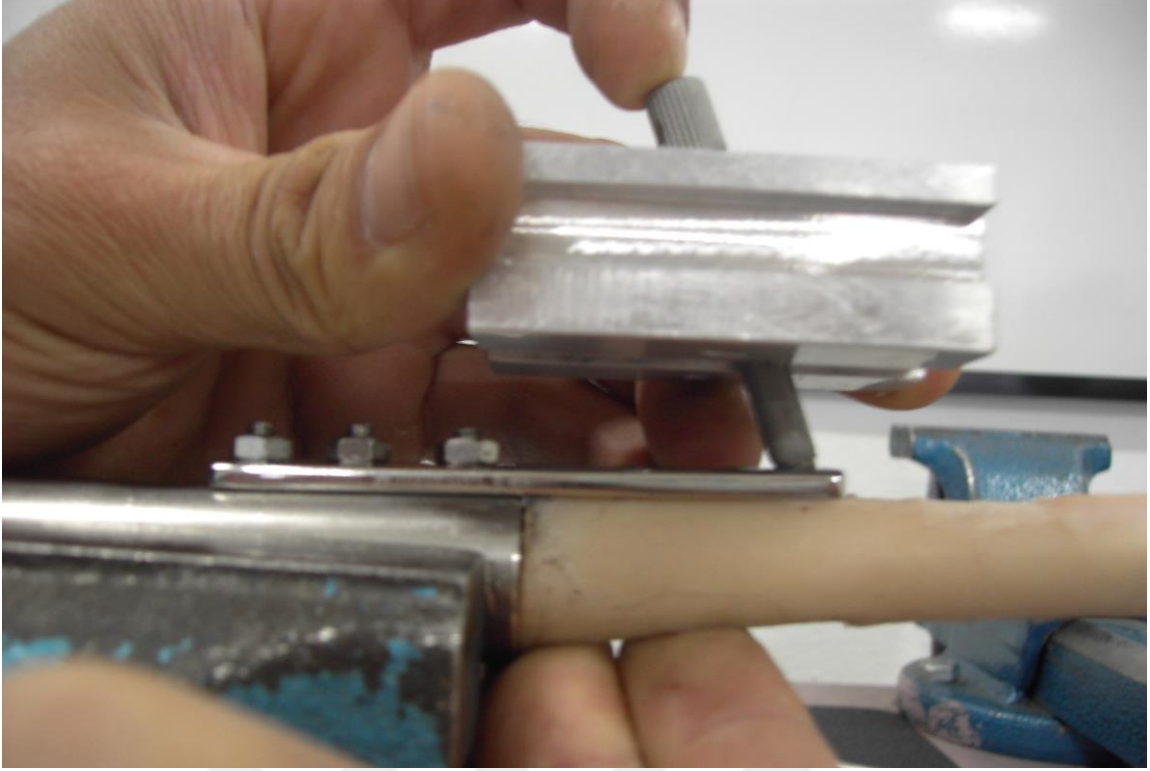


Şekil 3.2.Kılavuz

A) Kılavuzun üstten görüntüsü: Orta hattaki 4 adet delik vidalama için kullanıldı. Diğer iki adet sağ ve soldaki delik ise deliklerin delinmesi esnasında kılavuzun sabitlenmesi amacı ile kullanılmıştır. Bize en uzaktaki 1. delik her iki planda dik açılı vidalama içindir. Bir önündeki 2. delik şaft ekseninde 20 derece açılı diğer planda ise dik açılı vida göndermek için kullanılmıştır. 3. delik (Bize en yakın 2. delik) ise yine şaft ekseninde 20 derece açılı ancak transvers planda 7 derece sağa bakan açılı vidalama içindir. 4. delik ise (Bize en yakın delik) şaft ekseninde 20 derece ve transvers plan 7 derece sola bakan açılı vidalama içindir. B) Kılavuzun alttan görüntüsü: plağın oturduğu oluk ve vida delikleri görülmekte.

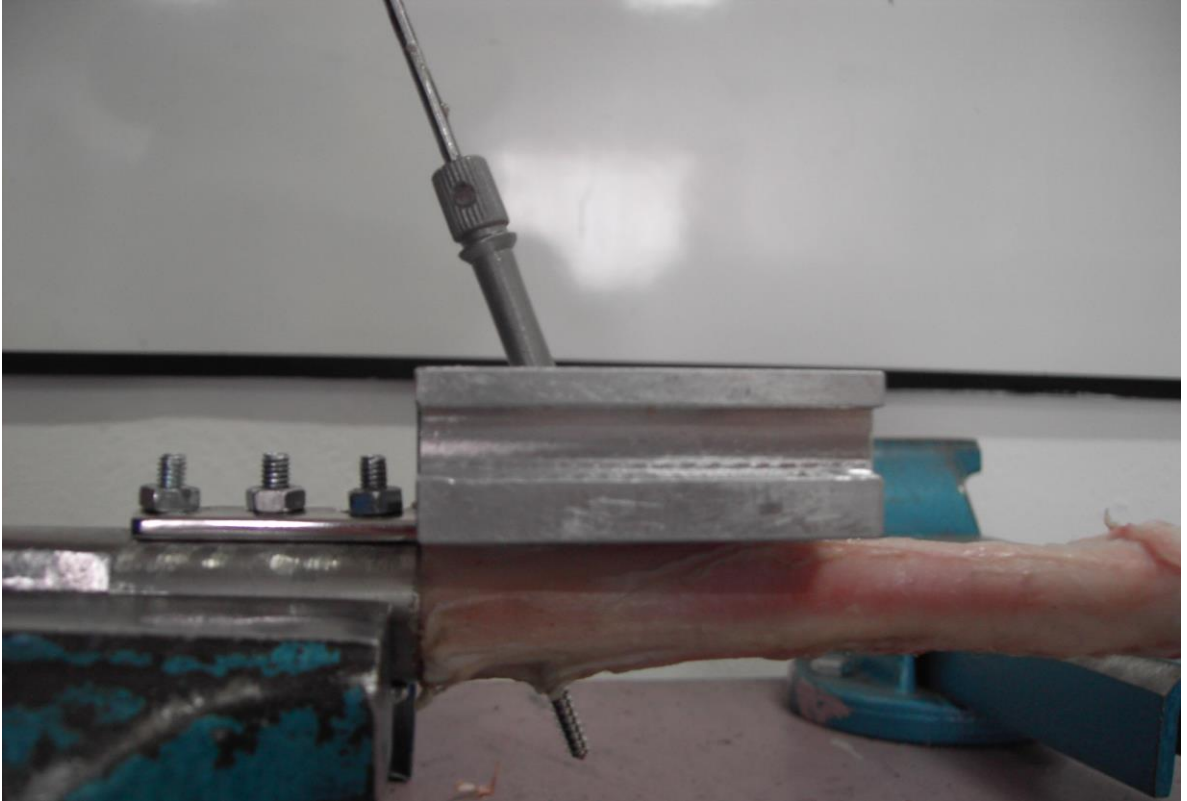
Veterinerlik onayı ile kesimi yapılmış 2,5-3,5 yaşındaki ortalama ağırlığı 40-50 kg olan dişi koyunların her iki arka ekstremite tibiaları elde edildi ve tüm çevre yumuşak doku temizliğinden sonra diz eklem seviyesinin 2 cm altından tam transvers olarak kesildi. Kesi yüzeyinin tam düzgün olması için daha sonra bu yüzey zımparalandı.

Altı delikli DCP'lerinin bir yarısındaki 3 delikten yaklaşık tibia çapıyla aynı çapta çelik borulara açılan uygun deliklerden 3 adet rod ve somun yardımı ile stabil tespit sağlandı. Plak-çelik boru kompleksi mengenelerle çelik boru sıkıştırılarak tutturulduktan sonra, plağın diğer tarafındaki 3 delikten ise tibianın kesilen yüzeyi çelik boruya tam temas edecek şekilde, kılavuz yardımıyla kortikal vidalar kullanılarak tespit sağlandı. Plakların kompresyon özellikleri kullanılmadı ve vidaların karşı kortekste tam tutunmayı sağlayacak kadar uzun olmasına dikkat edildi. (Şekil 3.3-5)



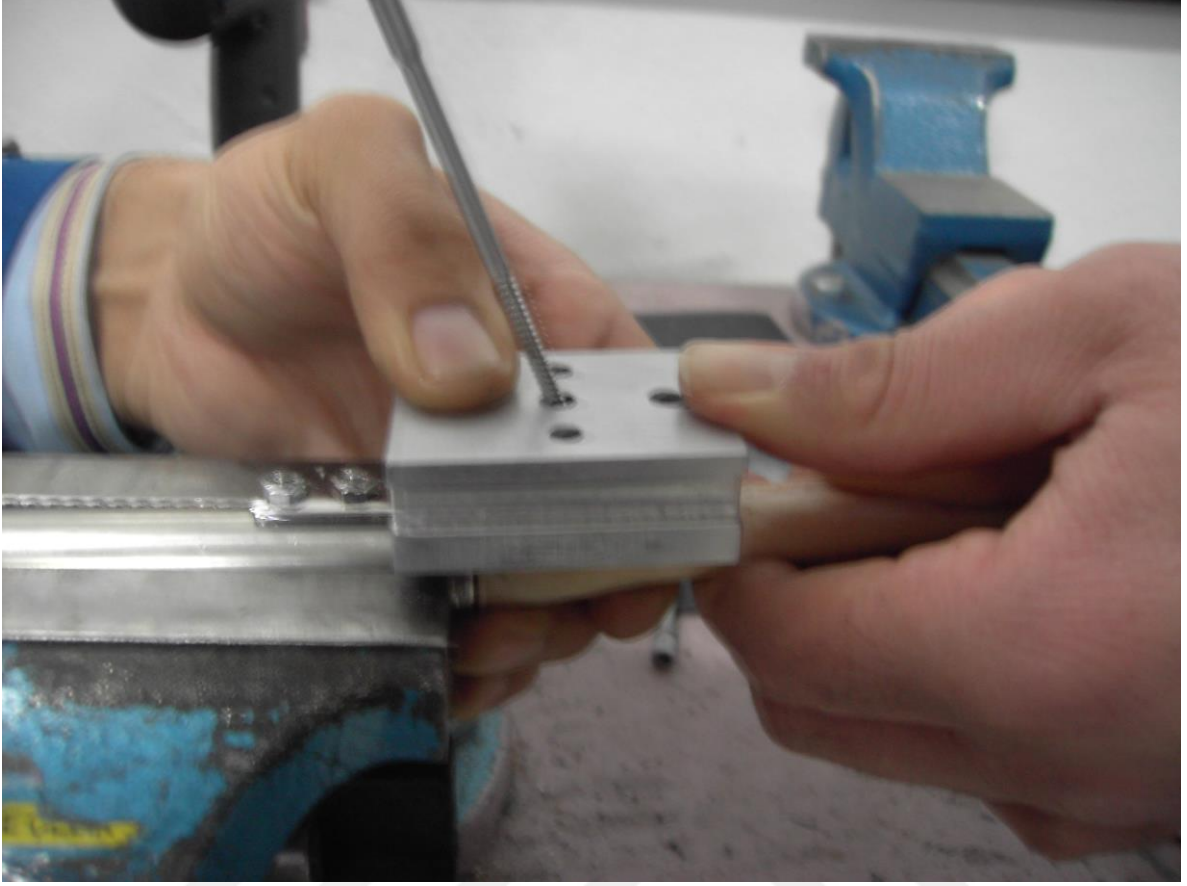
Şekil 3.3. Kılavuz yardımı ile drilleme hazırlığı

Yaklaşık tibia genişliğindeki çelik borulara, 3,5'lik dar 6 delikli plakların bir tarafındaki 3 delikten geçirilen rodların somunlarla tutturulabileceği delikler açıldı ve plak-çelik boru bağlantısı sabitlendi. Çelik borular mengene ile sıkıştırıldıktan sonra istenen açı için uygun kılavuz deliği kullanılarak drill kılıfı yerleştirildi.



Şekil 3.4. Kılavuz yardımı ile drilleme

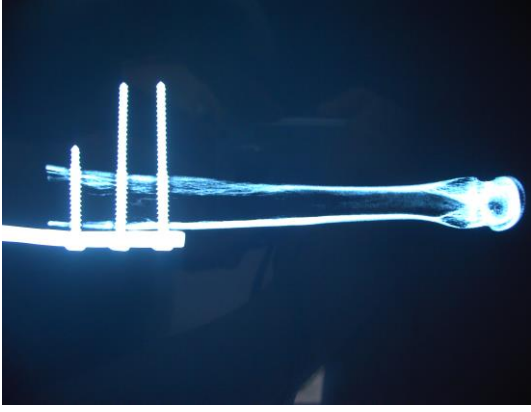
Kırık hattı gibi fonksiyon gören tibia-çelik boru bileşkesinde tam temas olmasına dikkat edildi. Ancak vidalama yaparken plakların kompresyon özellikleri kullanılmadı.



Şekil 3.5. Kılavuz yardımı ile tap'leme

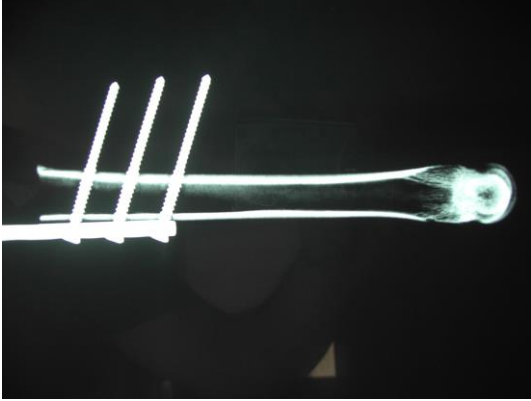
Drilleme sonrası kılıf çıkartılarak yine kılavuz eşliğinde her iki kortekse tap'leme yapıldı. Ve her iki korteksi tam olarak geçen kortikal vidalarla tibia plak-çelik boru sistemine tespit sağlandı. Bazen kırık hattına en yakın deliklerden açılı vidalamalar için, somunlu rodların kırık hattına en yakın olanının gevşetilip vidalama yapıldıktan sonra tekrar sıkıştırılmasına ihtiyaç duyuldu.

Tespit birinci grupta; plağa her iki planda dik açılı vidalar ile sağlandı. (Şekil 3.6) İkinci grupta; bir planda dik, diğer planda 20 derece açılı vidalar ile tespit edildi. (Şekil 3.7) Üçüncü grupta; bir planda 20 derece açılı diğer planda 7 derece açılı vidalar ile tespit sağlandı. (Şekil 3.8)



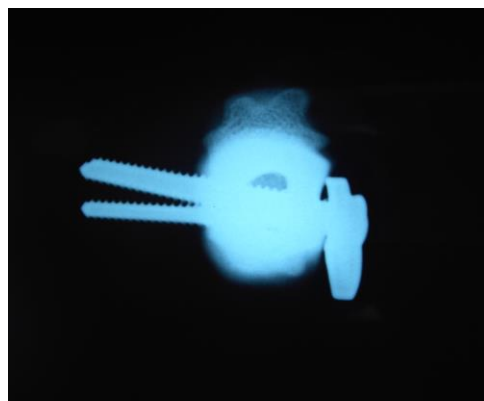
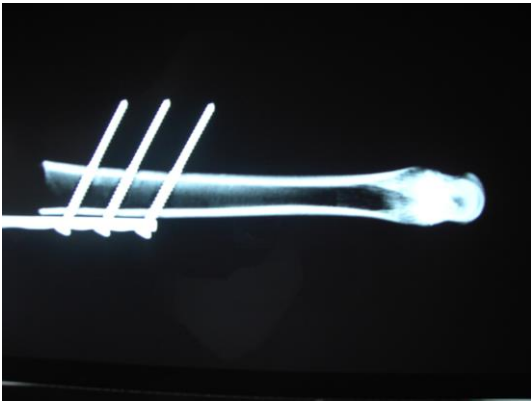
Şekil 3.6. Konvansiyonel yöntemle vidalama röntgen görüntüsü

Her iki planda dik vidalanan tibianın yan ve aksiyel röntgen görüntüsü.



Şekil 3.7. Tek planda açılı vida ile tespit röntgen görüntüsü

Bir planda dik, diğer planda 20 derece açılı vidalanan tibianın yan ve aksiyel röntgen görüntüsü.



Şekil 3.8. Her iki planda açılı vida ile tespit röntgen görüntüsü

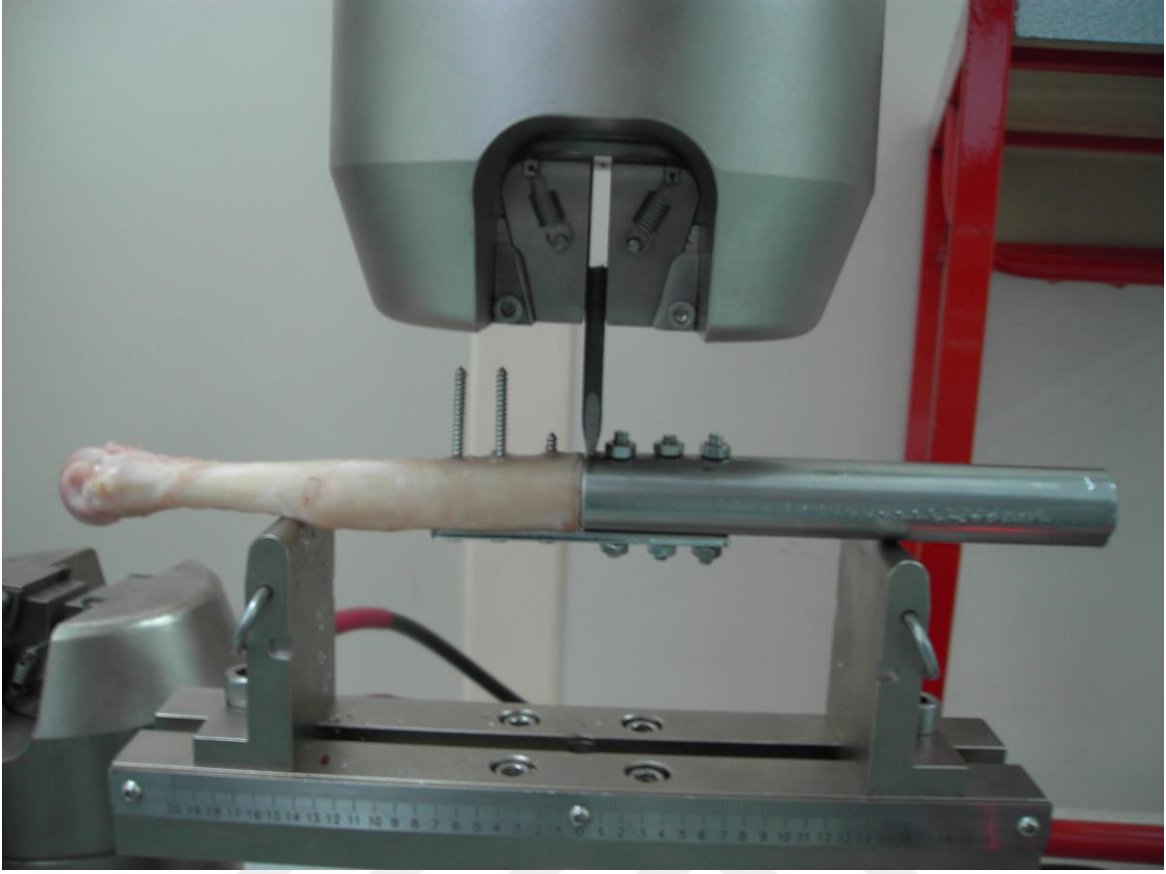
Bir planda 20 derece açılı diğer planda 7 derece açılı vidalar ile vidalanan tibianın yan ve aksiyel röntgen görüntüsü.

Başkent Üniversitesi, Makina Mühendislik Bölümü, Biyomekanik Labratuarı'ndaki Instron cihazında (Instron 8874) hazırlanan bu gruplara; özel olarak hazırlanmış çeneler yardımı ile, 3 nokta prensibine uygun olarak, aralık kapatan eğilme (*Gap-close*) ve yan eğilme testleri uygulandı. (Şekil 3.9,10)



Şekil 3.9. Eğilme testleri genel sistem görüntüsü

Instron 8874 cihazında hazırlanan sistemlere 3 nokta eğilme testi prensiplerine uygun testler uygulandı.

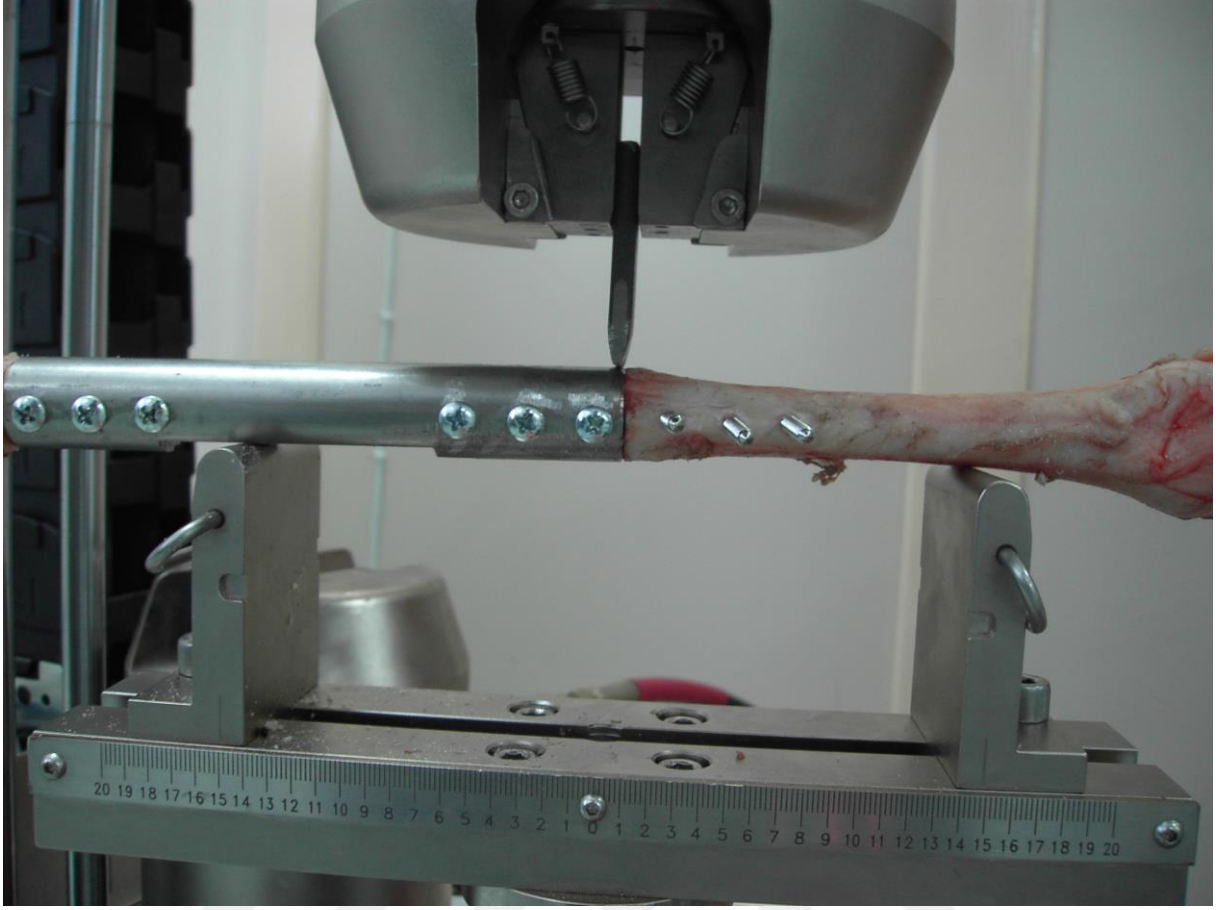


Şekil 3.10. Eğilme testleri yakın plan görüntüsü

Üç nokta eğilme testleri için yük hücresinin bulunduğu tarafa çelik bir çene yerleştirildi. Kuvvet, kırık hattı fonksiyonu gören yere en yakın çelik boru üzerinden uygulandı. Sistemin oturduğu her iki kol arasındaki mesafenin iki taraflı 15 cm'e ayarlandı.

Testler esnasında deney düzeneklerinin hiçbirisine ön yük uygulaması yapılmadı. Sistemin ön arka düzlemde tam ortada olmasına ve açılanmamasına dikkat edildi.

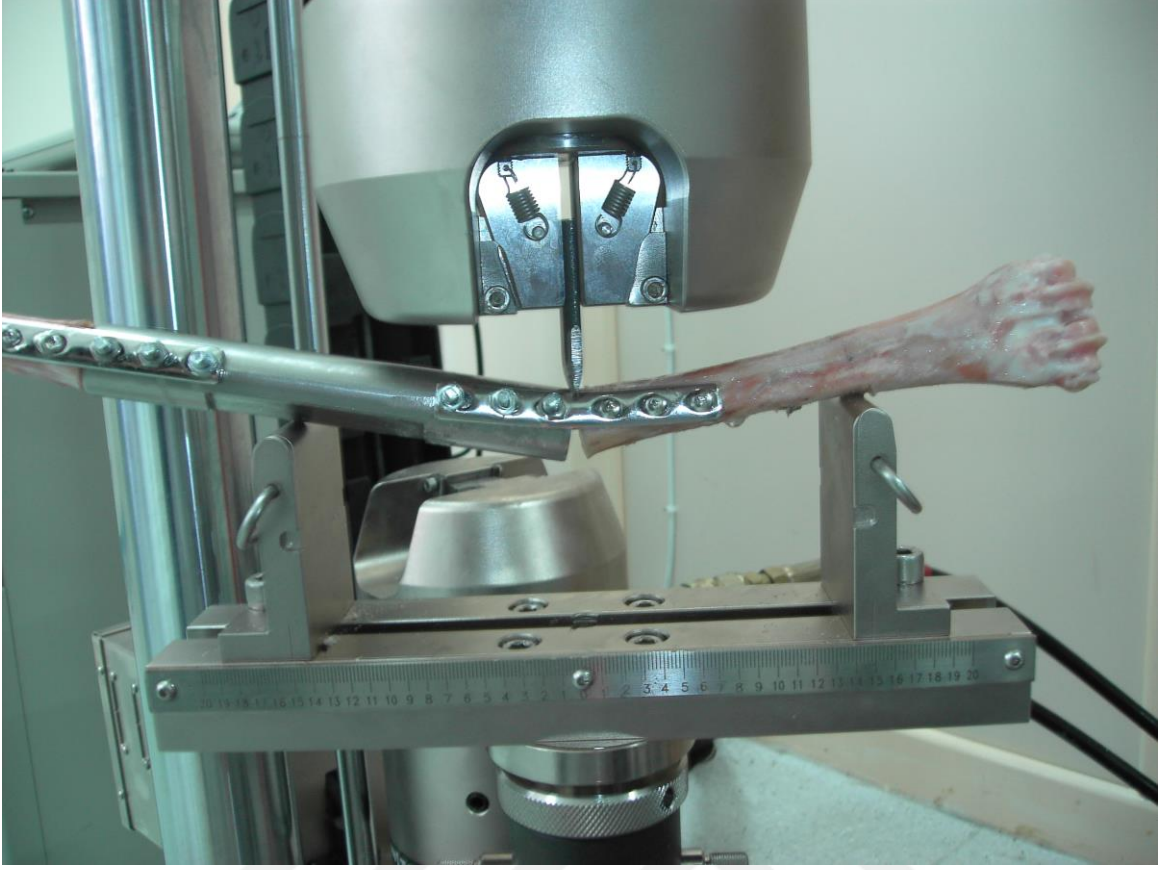
Yan eğilme testlerinde plağın kuvvet yönüne tam yan durması istendiği halde sisteme yük bindikçe sistemin kendi ekseninde döndüğü görüldü. Bunun engellenmesi için çelik boruların bir tarafı torna ile düzeltilti ve plak yerleştirme bu düz yüzeye tam dik olacak şekilde çelik borunun rod delikleri açıldı. Tibianın alt desteğe oturan kısmı hafif törpüledikten sonra sistemin yüklenmeye karşı dönme cevabı vermediği görüldü. (Şekil 3.11)



Şekil 3.11. Yan eğilme testleri yakın plan

Yan eğilme testleri örnek deneyinde tibiaların yan çevrildiği zaman hatlarının daha yuvarlak olması nedeni ile destek yerlerinden kayarak döndüğü görüldü. Bunu önlemek için çelik boruların bir tarafı torna ile düzlendi. Bu düzlemenin yapıldığı ekseninde açılan rod deliklerine plaklar sabitlendi. Tibiaların alt desteğe oturan kısmı tibianın dönmesine karşı hafif törpüldü.

Eğilme testleri esnasında alt çenelerin arasındaki mesafe 15 cm idi. Sistemlere Blue Hill software programında 5 mm/dk çökme yaratacak şekilde giderek artan kuvvet uygulandı ve deney sistemin tamamen gevşemesi ile sonlandırıldı. (Şekil 3.12)

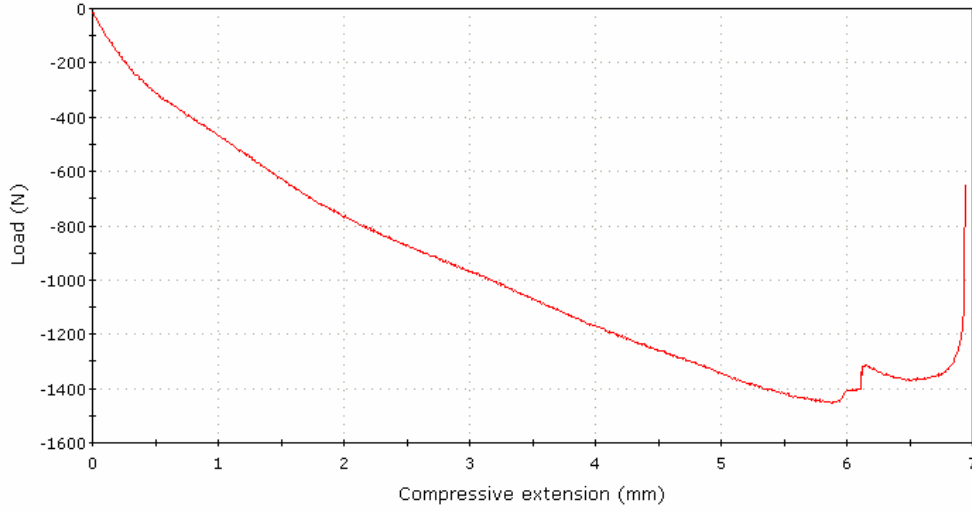


Şekil 3.12. Sonlanmış deney yakın plan görüntüsü

Yapılan tüm deneyler sistemin tamamen çökmesi ile sonlandırıldı.

Bazı deneylerde giderek artan kuvvet uygulaması ile sistemde ani çökmeler ve sonra tekrar kuvvete direncin başladığı görüldü. Ancak hiçbir sistemde bu ikinci kuvvet direnci birinci kuvvet direncini geçemedi ve veri olarak bu birinci en yüksek kuvvet değeri ve bu esnada oluşan deformite alındı. (Şekil 3.13)

Her grupta beş aralık-kapatan, beş yan eğilme testi olmak üzere toplam 30 yüklenme deneyi yapıldı. Veri olarak; sistemlere uygulanan maksimum kuvvetin (N) moment kuvveti ve bu kuvvet esnasında sistemin deforme olma mesafesi (mm) alındı. Moment kuvveti (Nm) = (en yüksek kuvvet/2) x 0.075 formülü ile bulundu.



Şekil 3.13. Deney sonucu grafiklerin örnek görüntüsü

Sistem çökene kadar en fazla 1451 N yük çekmiş ve bu esnada 5,87 mm deformasyon meydana gelişmiştir.

Elde edilen veriler SPSS 13 versiyonunda, tek yönlü varyans analizi ile karşılaştırıldı ve $p < 0.05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4.BULGULAR

Aralık kapatan (*Gap-close*) eğilme testlerinde, birinci (Dik açılı vida ile tespit edilen), ikinci (20 derece açılı vida ile tespit edilen) ve üçüncü (20+7 derece açılı vida ile tespit edilen) grubun, elde edilen en yüksek kuvvet momenti ve bu esnada oluşan deformite miktarı Tablo 4.1’de gösterilmektedir.

Tablo 4.1. Aralık kapatan eğilme test sonuçları

ARALIK KAPATAN EĞİLME	Deney 1	Deney 2	Deney 3	Deney 4	Deney 5	GRUP
KUVVET (Nm)	50,81	34,65	52,69	56,33	65,03	1 (0°)
	71,33	52,09	71,93	66,83	75,15	2(20°)
	78,38	90,11	82,01	81,64	78,11	3(20°+7°)
DEFORMİTE (mm)	9,7	5,0	5,5	8,0	8,5	1 (0°)
	4,2	4,0	5,8	7,8	5,0	2 (20°)
	5,8	9,1	6,8	5,6	8,3	3(20°+7°)

Birinci, ikinci ve üçüncü grubun, yan eğilme testlerinde elde edilen en yüksek kuvvet momenti ve bu esnada oluşan deformite miktarı Tablo 4.2’de gösterilmektedir.

Tablo 4.2. Yan eğilme test sonuçları

YAN EĞİLME	Deney 1	Deney 2	Deney 3	Deney 4	Deney 5	GRUP
KUVVET (Nm)	29,59	33,98	49,50	33,86	26,21	1 (0°)
	57,98	54,41	56,03	44,85	36,30	2 (20°)
	56,70	42,11	50,70	42,08	54,86	3(20°+7°)
DEFORMİTE (mm)	3,9	5,8	7,7	6,7	6,5	1 (0°)
	8,4	5,8	8,0	7,1	5,4	2 (20°)
	7,3	6,5	6,1	5,4	6,6	3(20°+7°)

Yukarıda Tablo 4.1 ve 4.2’de gösterilen, her üç gruba ait beşer adet aralık kapatan ve yan eğilme testlerinin, moment kuvveti ve deformite değeri ortalamaları Tablo 4.3’te verilmektedir.

Tablo 4.3. Her iki test sonucu ortalamaları

ORTALAMA	ARALIK KAPATAN EĞİLME	YAN EĞİLME	GRUP
KUVVET (Nm)	51,90 ± 11,08	34,64 ± 8,94	1 (0°)
	67,47 ± 9,09	49,91 ± 9,13	2 (20°)
	82,05 ± 4,85	49,29 ± 6,92	3 (20°+7°)
DEFORMİTE (mm)	7,34 ± 2,01	6,12 ± 1,42	1 (0°)
	5,36 ± 1,54	6,94 ± 1,32	2 (20°)
	7,12 ± 1,54	6,38 ± 0,70	3 (20°+7°)

Elde edilen bu ortalama değerler SPSS 13 versiyonunda tek yönlü varyans analizi (*One way ANOVA*) ile değerlendirildi.

Aralık kapatan eğilme testinde: Grup 1 ile Grup 2 arasında $p=0,038$, Grup 2 ile Grup 3 arasında $p=0,053$, Grup 1 ile 3 arasında ise $p=0$ idi. Oluşan deformite yönünden değerlendirmede Grup 1 ile Grup 2 arasında $p=0,202$, Grup 2 ile 3 arasında $p=0,273$ ve Grup 1 ile 3 arasında $p=0,978$ dir.

Yan eğilme testinde: Grup 1 ile Grup 2 arasında $p=0,034$, Grup 2 ile Grup 3 arasında $p=0,992$, Grup 1 ile 3 arasında ise $p=0,042$ idi. Oluşan deformite yönünden ise Grup 1 ile Grup 2 arasında $p=0,537$, Grup 2 ile Grup 3 arasında $p=0,742$, Grup 1 ile 3 arasında ise $p=0,936$ dir.

Aralık kapatan eğilme ve yan eğilme testlerinde elde edilen en yüksek değer ortalamaları beraber ele alınıp, gruplar arası değerlendirilmesi yapıldığında elde edilen değerler ise Tablo 4.4 te verilmektedir.

Tablo 4.4. Her iki test sonucu ortalaması beraber değerlendirilmesi

	HER İKİ EĞİLME TESTİNİN ORTALAMASI	GRUP
KUVVET (Nm)	43,27 ± 13,15	1 (0°)
	58,69 ± 12,63	2 (20°)
	65,67 ± 18,16	3 (20°+7°)
DEFORMİTE (mm)	6,73 ± 1,76	1 (0°)
	6,15 ± 1,59	2 (20°)
	6,75 ± 1,19	3 (20°+7°)

Eğilme testlerinin bir arada gruplar arası ortalaması karşılaştırıldığında ise: Moment kuvveti yönünden Grup 1 ile Grup 2 arasında $p=0,070$, Grup 2 ile 3 arasında $p=0,552$ ve Grup 1 ile 3 arasında ise $p=0,006$ idi. Deformite yönünden Grup 1 ile Grup 2 arasında $p=0,678$, Grup 2 ile 3 arasında $p=0,660$ ve Grup 1 ile 3 arasında ise $p=1$ dir.

Deneylerin sonunda tespitlerin neden gevşediğine ilişkin yaptığımız değerlendirme; çelik boru-tibia bileşke hattından vida deliklerine doğru vertikal kırık, kırık hattına en uzak vida deliğinden transvers kırık, vidaların sıyrılması ve tespit edilemeyen şeklinde idi. Bu tespit edilemeyen grubun merak ettiğimiz birkaç tanesinde yaptığımız radyolojik değerlendirmede de her hangi bir özellik tespit edilemedi. Bu sebeple veri olarak gevşeme şeklini değerlendirmeye katmadık.

Elde edilen tüm bu veriler istatistiki olarak değerlendirildiğinde:

a) Aralık kapatan eğilme kuvvetine karşı tek planda ve çift planda açılı vida ile tespit geleneksel yöntemle göre belirgin ek stabilite getirmektedir. ($p=0,038$ ve $p=0$) Ancak tek planda açılı vida ile çift planda açılı vida tespiti arasında aralık kapatan eğilme testinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur. ($p=0,053$)

b) Yan eğilme kuvvetine karşı açılı vidalarla plak tespiti, geleneksel yöntemlerde kullanılan dik açılı vida tespitine göre istatistiksel olarak anlamlı daha kuvvetli tutunma sağladı. ($p=0,034$, $p=0,042$) Açılı vidalar ile tespit yan eğilme kuvvetine karşı kendi aralarında karşılaştırıldığında fark yoktur. ($p=0,992$)

c) Her iki eğilme testleri beraber değerlendirildiğinde; eğilme kuvvetlerine karşı geleneksel yöntemlerle tespit ile tek planda açılı vidalar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur. ($p=0,070$) Ancak geleneksel yöntemlerle, iki planda açılı vidalar arasında anlamlı farklılık vardır. ($p=0,006$) Açılı vida ile tespitler arasında ise eğilme kuvvetlerine karşı anlamlı farklılık yoktur. ($p=0,552$)

d) Oluşan deformatelerin gruplar arası karşılaştırılmasında hiçbir değer istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. ($p>0,05$)

5.TARTIŞMA

Kırıkların tespitinde plak vidaların kullanılması sürekli yeni fikirler ve araştırmalar ışığında gelişmektedir. Bir ucu cilt dışına çıkan şekilde tespit edilen ilk plaklardan, artık kilitli plaklar ile tespit seviyesine gelinmiştir. Bilim her zaman olduğu gibi daha iyisi için arayışını sürdürmekte ve yeni yöntemler geliştirmektedir.

Schütz ve arkadaşlarının, distal femur kırıklarının LISS yöntemi ile kilitli plak kullanılarak tedavi edilmesi sonrası değerlendirildiği prospektif çok merkezli çalışmada, ortalama yaşın 52 olduğu 62 hasta bildirmiştir. (48) Bu 62 hastanın 52'si 12 aylık takibe alınır ve hastaların 14'üne ikinci bir operasyon gerekirken, 6'sına kansellöz kemik greftlemesi, 3'üne ise implant gevşemesi nedeni ile yeniden cerrahi uygulandığı bildirilmiştir.

Osteoporozlu hastalarda kırık sonrası plak vida ile tespitin sonuçlarına ilişkin olarak; Korner ve arkadaşları yaptıkları çalışmada distal humerus kırıkları sonrası açık redüksiyon ve internal fiksasyon sonuçları değerlendirilmiştir. (34) Ortalama yaşın 73 ve ortalama takip süresinin 87 ay olduğu bu çalışmada fonksiyonel skor %42 orta ve kötü. Ortalama 20° ekstansiyon ve fleksiyon defekti sırası ile % 84 ve %80, implant yetmezliği ve/veya vida gevşemesi komplikasyonu %26 oranında tespit edilmiştir. Komplikasyon oranlarının belirgin yüksek olmasına rağmen yaşlı hastalarda distal humerus kırıklarının cerrahi tedavisinin kontrendike olmadığını bildirmişlerdir. Owsley ve arkadaşlarının proksimal humerus kırıklarının kilitli plaklar ile tespiti sonrası yaptığı değerlendirmede ise; 53 hastanın ortalama yaşı 52 iken %36 radyolojik komplikasyon ve 60 yaş üstünde %43 vida yırtması komplikasyonu tespit etmiştir. (29) Cornell CN tarafından 2003 yılında yapılan osteoporozlu hastaların kırık tedavisinin genel değerlendirilmesinde implant kırılmasının değil kemik yetmezliğinin internal fiksasyonda öncelikli sorun olduğu belirtilmiş ve tutunmanın kalın kanselöz vidalar yerine ince kortikal vidalar ile daha sağlam olacağı vurgulanmıştır. (23)

Törnkvist ve arkadaşları plak vida ile tespitin vida yerleşimi ve sayısı ile ne şekilde değiştiğine ilişkin, poliüretan köpük ve 4,5mm'lik DCP'ları kullanılarak bir çalışma yapmıştır.(37) Bu çalışmada 1. grupta birinci, ikinci, üçüncü deliklere yerleştirilen toplam 3 adet vida ile 2. grupta birinci ve üçüncü deliklere yerleştirilen 2 adet vida ile, 3. grupta

birinci ve dördüncü deliklere yerleştirilen 2 adet vida ile, 4. grupta birinci ve beşinci deliklere yerleştirilen 2 adet vida ile, 5. grupta birinci ve altıncı deliklere yerleştirilen 2 adet vida ile ve son olarak 6. grupta ise birinci, üçüncü ve beşinci deliklere toplam 3 adet vida ile plak tespiti yapmışlardır. Oluşturulan bu altı grup tespiti on'ar adet; çıkma (*cantilever*) aralık açan ve kapatan eğilme, dört nokta aralık açan ve kapatan eğilme ve dönme kuvvetleri uygulanmıştır. Çıkma aralık açan ve kapatan eğilme testinde, 1. grup 2. gruptan daha üstün tutunma sağlarken, 4., 5. ve 6. gruptan daha zayıf tutunma sağlamıştır. ($p<0,0001$) 1. ve 3. grup arasında anlamlı farklılık tespit edilmemiştir. Dört nokta aralık açan eğilme testinde, 1. grup sadece 2. gruptan daha kuvvetli tutunma sağlarken diğer tüm gruplardan daha zayıf tutunma sağlamıştır. Dört nokta aralık kapatan eğilme testinde ise, 1. grup yine sadece 2. gruptan daha sağlam tutunma sağlar iken 4., 5. ve 6. gruplardan daha zayıf tutunma sağlamıştır. ($p<0,0001$) Yalnızca 1. ve 3. grup arasında yapılan karşılaştırmada 3. grup lehine $p<0,05$ 'dir. Dönme testinde ise 1. grup, iki vida ile tespit sağlanan tüm gruplardan daha üstün tutunma sağlamıştır. ($p<0,0001$) 3 vida ile tespit sağlanan 6. grup ile 1. grup arasında ise anlamlı farklılık yoktur. Bu çalışma ile aralıklı vida yerleştirmenin vida sayısından daha önemli bir stabilite faktörü olduğu ortaya konmuştur.

Plak vida sistemlerinin tutunma kuvvetini arttırmak amacı ile yapılan bir diğer çalışmada ise; Struhl ve arkadaşları polimetil metakrilat ilavesi ile kemik-vida tutunmasında artış sağlamayı denemişlerdir. (46) Bu çalışmada ileri derecede osteoporozu bulunan ve ortalama yaşın 81.9 olduğu suprakondiler femur kırıklı 15 hasta 95° açılı plaklar ile çimento yardımıyla tespit edilmiştir. Ortalama 2.1 yıllık takip sonucunda tüm hastalarda kaynama sağlanmış ve ortalama 100° fleksiyon elde edilmiştir. Sonuçta bu tekniğin erken hasta mobilizasyonunu sağlarken implant yetmezliği sorunundan koruduğu belirtilmiştir.

Moroni ve arkadaşları ise kemik vida bileşkesindeki tutunma artışını hidroksiapatit kaplı vidalar ile sağlamayı denemişlerdir. (40) Anılan çalışmada 10 adet koyun tibiasından 8 mm'lik segment in vivo olarak çıkartılmış ve 9 delikli LCP'ları kullanılarak tespit edilmiştir. Grup 1'de 5 adet kemik standart unikortikal kilitli 8 vida ile tespit edilirken Grup 2'de diğer 5 adet koyun tibiası hidroksiapatit kaplı 8 adet unikortikal kilitli vida ile tespit edilmiştir. Koyunlar 3 ay sonra kurban edilmiş ve ortalama vida çıkartma torku Grup 1'de 438 Nmm, Grup 2'de 2317 Nmm olarak saptanmıştır. ($p<0,0005$) Tibia tork direnci ise Grup 1'de 24 Nm iken Grup 2'de 31 Nm'dir. ($p<0,045$) Yapılan histolojik

değerlendirmede ise 1. Grup'un tüm örneklerinde vida çevresinde kemik rezorbsiyonu ve fibröz doku oluşumu görülürken, Grup 2'nin hiçbir örneğinde bu görülmemiştir.

Plak vida tespitini daha sağlam hale getirmek için açılı vida ile plak tespitine ilişkin yapılan literatür taramasında bizim çalışmamıza benzer yönde çok kısıtlı sayıda çalışmaya rastlanmıştır ve bu çalışmaların hepsinin sadece biyomekanik çalışma olduğu görülmüştür. Yine bu çalışmaların tümünde kemik yapıyı taklit etmek amaçlı sentetik kemik (poliuretan köpük) kullanılmıştır.

Robert ve arkadaşlarının yaptıkları güzel bir çalışmada; tek planda 0,10,20,30 derece açılı olarak gönderilen sekizer adet vidanın tek başına çekilmesi ile vida tutunmasında açı artışı ile beraber tutunmada azalma tespit etmişlerdir. (49) İlginç olarak, ortadaki vida dik diğer iki vida ise divergent olacak şekilde ($+10^{\circ}, 0^{\circ}, -10^{\circ}$; $+20^{\circ}, 0^{\circ}, -20^{\circ}$ veya $+30^{\circ}, 0^{\circ}, -30^{\circ}$) toplam üç vida ile yaptıkları 4,5 mm'lik LC-DCP tespitinde ise, dört nokta aralık açan eğilme ve aksiyel kompresyon kuvvetlerine karşı plağa dik yollanan vidalara göre, daha güçlü tespit sağladığını ortaya koymuşlardır. Rotasyon kuvvetine karşı ise tek planda açılı vida tespiti ile dik vida tespiti arasında fark tespit edilmemiştir.

Anılan çalışmada vidaların tek tek sıyırılması deneyinde açı artışı ile tutunmada azalma tespit edilirken, tek planda açılı vidalar ile tespit edilen plakların tutunmasında artış olmasının birbiri ile çelişkili görünmesinin sebebine ilişkin 20 derece ve üzerinde açılı vidanın sıyırılması ile plaklardaki açılı vidaların gevşemesinin benzer deformiteler oluşturarak olduğu açıklaması yapılmıştır. DCP ve LC-DCP'lerin tarihçe ve genel bilgiler bölümünde değinilen biyomekanik özelliklerinde, kuvvet arttıkça vidalara sıyırılma yönünde etkimeye başlamaktadır. Anılan çalışmada vidaya doğrudan sıyırılma kuvveti uygulandığında açı artışı ile tutunma azalması fakat plak tespitinde tutunma artmasının sebeplerine yönelik daha ayrıntılı değerlendirmeye ve ek çalışmalara ihtiyaç vardır. Aynı çalışmada vidaların bir tanesinin kırık hattına doğru gönderiliyor olması daha uzun plak kullanılmasına yol açacağı ve kırık hattı vida deliği mesafesini azaltacağı için klinik kullanımda model olma özelliğini bizce kısıtlamaktadır.

Stoffer ve arkadaşları ise yaptıkları çalışmada; farklı uzunluktaki 4,5 mm'lik LC-DCP'larına farklı sayıda ve farklı deliklerden vidalar yerleştirilmiştir. (50) Bu plak ve vidaların aynı konfigürasyon ve uzunluğunda fakat en son vidanın 30 derece şaft ekseninde

açılı kırık hattından uzaklaşan şekilde yerleştirildiği bir seri daha plak tespiti yapılmıştır. Daha sonra sentetik kemiğe tutturulan bu sistemlere sekizer kez aralık kapatan eğilme ve torsiyon kuvvetleri uygulanmıştır. Sonuçta; eğilme testlerinde plak ve plak çalışma mesafesi ne kadar uzun olursa o kadar fazla tutunma sağlandığı gösterilmiştir. Torsiyon kuvvetlerine karşı ise plak uzunluğunun benzer şekilde tutunmayı arttırırken, az vida ve uzun plak çalışma mesafesinin tutunmayı azalttığı bulunmuştur. Yapılan tüm en son delikteki vidanın açılı tespit edildiği sistem deneylerinde, daha fazla tutunma elde edilmiştir. Hatta biri açılı iki vida ile tespit edilen plak ile üç adet dik vida ile tespit edilen plak arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı gösterilmiştir.

Stoffer ve arkadaşları yaptıkları bu çalışmada en sondaki açılı vidayı kırık hattından uzaklaşır şekilde yerleştirirken verdikleri örnek vakada kırık hattının her iki tarafına yakın deliklere kırık hattına doğru açılı vidalar koyduklarını ve bunların kırıldığını bildirmişlerdir. Kırık hattına yakın yerde stress konsatrasyonu çok fazla olduğu için bu bölgeye açılı vida konmaması gerektiği yargısına varmışlardır. Biz burada kırık hattına yakın yerlere açılı vida konmaması şeklindeki değerlendirmenin, kırık hattından uzaklaşan şekilde vida konması sonuçlarının in vitro çalışmalarda yayınlanmasından sonra yapılmasının daha doğru olacağı kanaatindeyiz.

Açılı vida ile tespit konusunda yapılan diğer bir çalışma ise Bekler ve arkadaşlarının osteoporotik sentetik kemik üzerinde yaptıkları deneydir. (51) Kilitli vidaların metal plakaya açılan yivler ile tutturulduğu deneylerde; iki adet vida osteoporotik sentetik kemiğe dik, tek planda 15 derece konverjan, 15 derece diverjan ve 30 derece diverjan açılı olacak şekilde dört grup oluşturulmuştur. Daha sonra bu sistemlere 10'ar kez aksiyel sıyrılma kuvveti uygulanmıştır. Dik vidada en yüksek dayanma gücü elde edilirken, bunu sırasıyla 15 derece diverjan, 30 derece diverjan ve 15 derece konverjan grupları takip etmiştir. Ancak ortalama sıyrılma direnci (N/mm) hesaplamaları sonrası en yüksek direnci 15 derece diverjan sistemi, sonra sırası ile 30 derece diverjan, 15 derece konverjan ve dik sistemler göstermiştir. Çalışmada herhangi bir “p” değeri verilmemekle beraber diverjen DCP vida sistemlerinin osteoporozlu hastalarda klasik vida yerleşiminin yerini alabileceği bildirilmiştir.

Ancak 3.2 mm'lik yiv açıcı ile plakada açılan yivlere 4.0mm'lik kanselöz kilitli vidaların yerleştirilmesinin ne kadar LCP özelliği göstereceği ve ortalama sıyrılma direnci hesaplamasında objektif kriterlerin neler olduğuna değinilmemiş olması eleştiri konusudur.

Bizim deneysel çalışmamızda, kırık hattından uzaklaşır şekilde tek planda yirmi derece açılı vida tespiti ile çift planda açılı vida tespiti, geleneksel yöntemlere göre aralık kapatan eğilme testinde sırası ile %30 ve % 58 daha fazla tutunma kuvveti sağlamışlardır. Ancak bu %30 ile %58 artış değeri kendi arasında karşılaştırıldığında anlamlı farklılık yoktur. ($p=0,053$) Yan eğilme kuvvetlerine karşı ise geleneksel yöntemlere karşı tek ve çift planda açılı vidalar sırası ile %44 ve % 42 daha fazla direnç göstermişlerdir. Beklendiği üzere % 42 ile 44 değeri arasında istatistiksel anlamlı farklılık yoktur. ($p=0,992$) Eğilme testlerinin her ikisi beraber değerlendirildiğinde ise geleneksel yönteme göre, tek planda açılı vida %36, çift planda açılı vida ile tespit ise % 52 daha fazla tutunma sağlamıştır. Yüzde 36 lık artış değeri istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken ($p=0,070$), %52'lik artış değeri anlamlı farklılık yaratmıştır. ($p=0,006$) Daha sağlam tutunmanın daha fazla esnemeye karşı direnç ve daha az deformasyon getireceği şeklindeki öngörümüzün ise yanlış olduğu bu çalışmayla ortaya konmuştur. (Tüm karşılaştırmalarda $p>0,05$)

Çalışmamızda tek planda açılı vida ile tespitin %36 oranında daha fazla tutunma sağlamasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı farklılıkta bulunmaması, veriler tekrar gözden geçirildiğinde örnek deney sayısının azlığına bağlanmıştır.

Açılı vidalar ile artan tespit kuvvetinde bizce kırık hattından uzaklaşır şekilde vida yerleşimi ile kırık hattı-vida deliği mesafesinin arttırılması ve ikinci planda açılı vida göndermek ile vida delikleri arasındaki mesafenin arttırılması önemli rol oynamaktadır. Ayrıca kuvvet yükünün açılı vidalar ile her iki plana dağılması da önemli bir etkidir.

Deformite verileri değerlendirildiğinde beklentimiz artan kuvvet ile azalan deformite idi. Ancak artan kuvvetin daha fazla deformite yaratmamış olması bile açılı vida ile tespitin avantajı olarak düşünülebilir.

Genel olarak biyomekanik deneylerde aralık açan eğilme testi simulasyonunu yapmak amaçlı düzeneklerin plakların insan vücudunda hiç karşılaşması mümkün olmayan kuvvetler yarattığı ve yük hücresinin bir kolu nispeten esneyebilen kemik veya köpüğe

kuvvet uygularken diğerkol metal yüzeye kuvvet uyguladığı için; ki bu bizce asimetrik moment kuvveti ve asimetrik deformite demektir, çalışmamızı aralık kapatan üç nokta eğilme testi olarak planladık.

Yaptığımız bu çalışmanın en önemli eksiği teknik yetersizlikler nedeni ile rotasyon kuvvetlerine karşı direnç ölçümünün yapılamamış olmasıdır. Her iki planda açılı vida ile tespitin asıl avantaj getireceği yerin rotasyonel kuvvetler olacağına dair mantık kurgusuna amaç ve hipotez bölümünde değinilmişti. İleride yapılacak ilave çalışmalarla belkide iki planda açılı vidanın uygulanan tüm kuvvetlerin toplu değerlendirilmesi sonucu en sağlam tutunmayı sağladığı ortaya konabilir.

Çalışmamızda çelik boruya komşu kemik dokusuna aralık kapatan eğilme testi ile kompresyon uygulanması her iki yapının sertlik derecesi farklı olduğu için eleştirilebilir. Ancak eğer çelik boru-kemik teması sağlanmadan eğilme testi uygulanır ise bizce vücutta kırık hattında sağlanan kompresyon ile korteks-korteks temasına daha uzak bir simülasyon elde edilmiş olur. Ayrıca kırık hattında kompresyon yapmadan sağladığımız tespit kullanılan materyaller arasındaki sertlik farklılığı etkisini bizce azaltmıştır.

Çalışmamızda standart kalitede insan kemiği temin etmekteki zorluk nedeni ile koyun tibialarının kullanılması eleştirilebilir. Ancak literatürde koyun kemiklerinin model olarak kullanılabileceğine dair yayınlar ve koyun kemikleriyle yapılmış biyomekanik deneyler vardır. (52, 53)

Bizim deneyimizde olduğu gibi, normal kemiğe model oluşturduğu bilinen materyallerle yapılan deneylerden çıkan sonuçlarla, tespit sorunu yaşanan kemiklerde de (Osteoporoz gibi) tutunmanın daha sağlam olacağı sonucuna varmak eleştirilebilir. Bu sebeple Bekler ve arkadaşlarının yaptığı gibi sorunlu kemik modellerinde deney yapmanın bilim dünyasını daha fazla ikna edeceği düşüncesindeyiz.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Açılı vidalar ile plak tespiti ile; bu ve bundan önceki çalışmaların sonuçları beraber ele alındığında geleneksel yöntemlere göre çok daha fazla kemik tutunması sağlanmaktadır. Çalışmamızla iki planda açılı vidalar ile tespitle, daha sağlam tutunma elde edildiği gösterilmiştir. Artmış tutunmanın beraberinde artmış deformite getirmediği de ortaya konmuştur.

Yaptığımız bu deneyde vidaları gönderme açılarımızın belirlenmesinde DCP'lerin mekanik özelliklerini etkili olmuştur. Ancak bizi kısıtlayan bu değerlerin özel olarak tasarlanmış kompresyon plak ve vidaları ile ortadan kaldırılıp, en sağlam tutunmanın hangi açılarda elde edildiğine dair sonuçların alınacağı çalışmalara ihtiyaç vardır.

Aynı şekilde; LCP'lerinde, fabrikasyon olarak, açılı oyulmuş yivleri olan ve bunlara tam oturan açılı ve yivli vida ile tespit sonrası biyomekanik davranışların nasıl etkilediğinin araştırılması bizce de önemli bir adım olacaktır.

DHS-DCS sistemlerinin femoral shafta uzanan kısımlarındaki vidaların açılı vidalar ile tespiti sonrası ek tutunma kuvveti elde edilip edilmediğine dair çalışmalar osteoporozla beraber görülen bu kırıklarda tespit gevşemesi sorununa önemli bir çözüm ışığı sunacaktır.

Osteoporozda internal fiksasyon sonrası %10-25 'e varan implant yetmezliği komplikasyonu, proksimal humerus kırığı sonrası kilitli humerus plağı ile altmış yaş üstünde %43 vida yırtması (cutout), distal humerus kırığı sonrası internal fiksasyon ile implant yetmezliği ve/veya vida sıyrılması %19. Distal femur kırığı nedeni ile kilitli plak uygulanan ve yaş ortalaması 52 olan populasyonun implant gevşemesi oranı %5,8. (23, 29, 34, 48) Artık bilim insanlarının üzerinde kafa yorduğu sıradaki plak-vida tespitine ilişkin sorun: Nasıl kemiğe uyumlu daha sağlam tespit sağlayabilirim.

Açılı vidalar ile plak tespiti: Ek fabrikasyon ürünü ve ek maliyeti olmayan, yeni teknik ve eğitim gerektirmeyen, biyomekanik deneylerle desteklenmiş sağlamlığı arttıran bir yöntem. Karşısında ise sadece “bakıldığında tarak gibi görünecek” geleneksel bakışı. Asıl cevaplanması gereken zor soru bizce: “Neden Kullanılmasın ?”

7. KAYNAKLAR

- 1.(http://www.wessexarch.co.uk/files/Learning/avebury_teachers_kit/history_of_the_avebury_monuments.pdf) Erişim tarihi: 07/08/2008.
2. WHO Report 1998.
3. Bagby GW. Compression bone-plating: historical considerations. *J Bone Joint Surg* 59(A5):625-630, 1977.
4. Lane WA. Some remarks on the treatment of fractures. *BMJ* 1:861-863, 1895
5. Lambotte A. Technique et indication des protheses dans le traitement des fractures. *Presse Med* 17:321, 1909.
6. Uhthoff HK, Poitras P, Backman DS. Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments. *J Orthop Sci* 11(2):118-126, 2006.
7. JA Key. Positive pressure in arthrodesis for tuberculosis of the knee joint. *Southern Med J* 25:909, 1932.
8. Eggers GWN. Internal contact splint. *J Bone Joint Surgery Am* 30:40-52, 1948.
9. JA Key, FC Reynolds. Contact splints (Eggers) vs. standard bone plates in the fixation of experimental fractures. *Annals of Surgery* 137(6):911-919, 1953.
10. Danis R Theorie et Pratique de l'Osteosynthese. Paris: Masson; 1949.
11. Bagby GW, Janes JM. The effect of compression on the rate of fracture healing using a special plate. *Am Journal Surg* 95:761-771, 1958;
12. Müller ME, Allgöwer M, Willenegger H. Compression fixation with plates. In: technique of internal fixation of fractures. Berlin:Springer; p.47-51, 1965.
13. Perren SM, Russenberger M, Steinemann S, Müller ME, Allgöwer MA. Dynamic compression plate. *Acta Orthop Scand Suppl* 125:31-41, 1969.
14. Uhthoff HK, Poitras P, Backman DS. Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments. *J Orthop Sci* 11:118-126, 2006.
15. Kessler SB, Deiler S, Schiffl-Deiler M, Uhthoff HK, Schweiberer L. Refractures: a consequence of impaired bone viability. *Acth OrthopTrauma Surgery* 111:96-101, 1992.
16. Perren SM, Cordey J, Rahn BA, Gautier E, Schneider E. Early Temporary porosis of the bone induced by internal fixation implants: A reaction to necrosis not to stress protection. *Clin Orthop* 232:139-151, 1988.
17. Gautier E, Perren SM, Die limited contact dynamic compression plate(LC-DCP):Biomechanische forschung als grundlage des neuen plattendesigns. *Orthopade* 21:11-23, 1992.
18. Müller ME, Allgöwer M, Willenegger H. Compression fixation with plates. In: technique of internal fixation of fractures. Berlin:Springer; 8-12, 1992.
19. Egol KA, Kubiak EN, Fulkerson E, Kummer FJ, Koval KJ. Biomechanics of locked plates and screws. *J Orthop Trauma* 18(8):488-493, 2004.
20. Chapman MW, Gordon JE, Zissimos AG. Compression-plate fixation of acute fractures of the diaphyses of the radius and ulna. *J Bone Joint Surg Am* 71:159-169, 1989.
21. McKee MD, Seiler JG, Jupiter JB. The application of the limited contact dynamic compression plate in the upper extremity: an analysis of 114 consecutive cases. *Injury* 26:661-666, 1995.
22. Wagner M. General principles for the clinical use of the LCP. *Injury* 34 (suppl 2):31-42, 2003.
23. Cornell CN Internal fracture fixation in patients with osteoporosis. *J Am Acad Orthop Surg* 11(2):109-119, 2003.
24. Kristiansen B, Christensen SW. Plate fixation of proximal humeral fractures. *Acta Orthop Scand* 57(4):320-323, 1986.

25. Haas N, Hauke C, Schütz M, Kääb M, Perren SM. Treatment of diaphyseal fractures of the forearm using the point contact fixator (PC-Fix): results of 387 fractures of a prospective multicentric study (PC-Fix II). *Injury* 32:51–62, 2001.
26. Hertel R, Eijer H, Meisser A, Hauke C, Perren SM. Biomechanical and biological considerations relating to the clinical use of the point contact-fixator: evaluation of the device handling test in the treatment of diaphyseal fractures of the radius and/or ulna. *Injury* 32:10–14, 2001.
27. Fulkerson E, Egol KA, Kubiak EN, Liporace F, Kummer FJ, Koval KJ. Fixation of diaphyseal fractures with a segmental defect: a biomechanical comparison of locked and conventional plating techniques. *J Trauma* 60(4):830-835, 2006.
28. Hasenboehler E, Rikli D, Babst R. Locking compression plate with minimally invasive plate osteosynthesis in diaphyseal and distal tibial fracture: a retrospective study of 32 patients. *Injury* 38(3):365-370, 2007.
29. Owsley KC, Gorczyca JT. Fracture displacement and screw cutout after open reduction and locked plate fixation of proximal humeral fractures. *J Bone Joint Surg Am* 90(2):233-240, 2008.
30. Egol KA, Ong CC, Walsh M, Jazrawi LM, Teiwani NC, Zuckerman JD. Early complications in proximal humerus fractures (OTA Types 11) treated with locked plates. *J Orthop Trauma* 22(3):159-164, 2008.
31. Kääb MJ, Frenk A, Schmeling A, Schaser K, Schütz M, Haas NP. Locked internal fixator: sensitivity of screw/plate stability to the correct insertion angle of the screw. *J Orthop Trauma* 18(8):483-487, 2004.
32. Borgeaud M, Cordey J, Leyvraz PE. Mechanical analysis of the bone to plate interface of the LC-DCP and of the PC-FIX on human femora. *Injury* 31(suppl 3):29–36, 2000.
33. Cordey J, Borgeaud M, Perren SM. Force transfer between the plate and the bone: relative importance of the bending stiffness of the screws friction between plate and bone. *Injury* 31(suppl 3):21–28, 2000.
34. Korner J, Lill H, Müller LP, Hessmann M, Kopf K, Goldhahn J, Gonschorek O, Josten C, Rommens PM. Distal humerus fractures in elderly patients: results after open reduction and internal fixation. *Osteoporos Int* 16 (Suppl 2):73-79, 2005.
35. Schütz M, Müller M, Krettek C, Höntzsch D, Regazzoni P, Ganz R, Haas N. Minimally invasive fracture stabilization of distal femoral fractures with the LISS: a prospective multicenter study. Results of a clinical study with special emphasis on difficult cases. *Injury* 32 (Suppl 3):48-54, 2001.
36. Haas N, Hauke C, Schütz M, Kääb M, Perren SM. Treatment of diaphyseal fractures of the forearm using the Point Contact Fixator (PC-Fix): results of 387 fractures of a prospective multicentric study (PC-Fix II). *Injury* 32 (Suppl 2):51-62, 2001.
37. Törnkvist H, Hearn TC, Schatzker J. The strength of plate fixation in relation to the number and spacing of bone screws. *J Orthop Trauma* 10(3):204-208, 1996.
38. Dennis J, Sanders R, Milne T. Minimal vs. maximal compression plating of the ulna: a biomechanical study of indirect reduction technique. *J OrthopTrauma* 7:152–153, 1993.
39. Rubel IF, Kloen P, Campbell D. Open reduction and internal fixation of humeral nonunions: a biomechanical and clinical study. *J Bone Joint Surg Am* 84A:1315–1322, 2002.
40. Moroni A, Pegreff F, Hoang-Kim A, Tesei F, Giannini S, Wippermann B. Fixation of HA-coated unicortical locking screws in a sheep gap model: a comparative biomechanical study. *J Orthop Trauma* 22(1):37-42, 2008.
41. DeCoster TA, Heetderks DB, Downey DJ, Ferries JS, Jones W. Optimizing bone screw pullout force. *J Orthop Trauma* 4(2):169-174, 1990.

42. Heidemann W, Terheyden H, Gerlach KL. In vivo studies of screw-bone contact of drill-free screws and conventional self-tapping screws. *Mund Kiefer Gesichtschir* 5:17–21, 2001.
43. Lohr J, Gellrich NC, Buscher P. Comparative in vitro studies of self-boring and self-tapping screws. Histomorphological and physicaltechnical studies of bone layers. *Mund Kiefer Gesichtschir* 4:159-163, 2000.
44. Yerby S, Scott CC, Evans NJ. Effect of cutting flute design on cortical bone screw insertion torque and pullout strength. *J Orthop Trauma* 15:216–221, 2001.
45. Merk BR, Stern SH, Cordes S. A fatigue life analysis of small fragment screws. *J Orthop Trauma* 15:494–499, 2001.
46. Struhl S, Szporn MN, Cobelli NJ, Sadler AH. Cemented internal fixation for supracondylar femur fractures in osteoporotic patients. *J Orthop Trauma* 4(2):151-157, 1990.
47. Van Landuyt P, Peter B, Beluze L. Reinforcement of osteosynthesis screws with brushite cement. *Bone* 25:95–98, 1999.
48. Schütz M, Müller M, Regazzoni P. Use of the less invasive stabilization system (LISS) in patients with distal femoral (AO33) fractures: a prospective multicenter study. *Arch Orthop Trauma Surg* 125:102–108, 2005.
49. Robert KQ 3rd, Chandler R, Baratta RV, Thomas KA, Harris MB. The effect of divergent screw placement on the initial strength of plate-to-bone fixation. *J Trauma* 55(6):1139-1144, 2003.
50. Stoffel K, Stachowiak G, Forster T, Gächter A, Kuster M. Oblique screws at the plate ends increase the fixation strength in synthetic bone test medium. *J Orthop Trauma* 18(9):611-616, 2004.
51. Bekler H, Bulut G, Usta M, Gökçe A, Okyar F, Beyzadeoğlu T. The contribution of locked screw-plate fixation with varying angle configurations to stability of osteoporotic fractures: an experimental study. *Acta Orthop Traumatol Turc* 42(2):125-129, 2008.
52. Egermann M, Goldhahn J, Holz R, Schneider E, Lill CA. A sheep model for fracture treatment in osteoporosis: benefits of the model versus animal welfare. *Lab Anim* Sep 9. [Epub ahead of print] 2008.
53. Turgut G, Kayali MU, Soydan AT, Gündüz O, Salman S, Oktar F, Baş L. Biomechanical comparison of a new technique of mandibular angle fractures: biplanar and bicortical superior proximal 3 holes and bicortical inferior plate fixation. *J Craniofac Surg* 19(2):428-432, 2008.

Ek-1: Kılavuzun açış değerleri doğruluk denetimi

Bilgisayar ortamında projelendirilip yapılan kılavuzun yeterli doğrulukta açılan delikleri olup olmadığı araştırıldı. Buna göre; her iki planda dik 1 numaralı deliğin sapması $+0.119^\circ$ ve $+0.059^\circ$ dir. Şaft ekseninde 20 derece açılı 2 numaralı deliğin sapması ise -0.45° dir. 3 numaralı deliğin şaft ile 20 derece açılanmasının sapması 0.51° iken 7 derece açılanmasının sapması $+1.78^\circ$ dir. 4 numaralı deliğin 20 dereceli açılanmasının sapması -0.72° iken 7 derece açılanması sapması -1.72° dir.

 **Elektro Mekanik Gereçler Endüstrisi**
Electro Mechanic Equipments Industry

DATE=03/01/2008 TIME=15:44:18
PART NAME : munir
REV NUMBER :
SER NUMBER :
STATS COUNT : 1

1 NUMARALI DELİK ES MERKEZLİLİK

DIM CONCEN1= CONCENTRICITY FROM CIRCLE CIR2 TO CIRCLE CIR1 UNITS=MM
AX NOMINAL MEAS +TOL -TOL DEV OUTTOL
M 0.000 0.119 0.200 0.000 0.119 0.000 ----#---

1 NUMARALI DELİK DİKLİK

DIM PERP1= PERPENDICULARITY OF LINE LIN2,RFS TO WORKPLANE ZPLUS EXTENDLENGTH=0.000 UNITS=MM
AX NOMINAL MEAS +TOL -TOL DEV OUTTOL
M 0.000 0.059 0.200 0.000 0.059 0.000 --#-----

2 NUMARALI DELİK ACISI

DIM ANGL1= 3D ANGLE (TRUE) FROM LINE LIN3 TO ZAXIS
AX NOMINAL MEAS +TOL -TOL DEV OUTTOL
A 20.000 19.550 2.000 2.000 -0.450 0.000 ---#-----

3 NUMARALI DELİK 20 DERECE

DIM ANGL4= 2D ANGLE (TRUE) FROM LINE LIN4 TO ZAXIS
AX NOMINAL MEAS +TOL -TOL DEV OUTTOL
A 160.000 160.511 2.000 2.000 0.511 0.000 ----#---

3 NUMARALI DELİK 7 DERECE

DIM ANGL2= 2D ANGLE (TRUE) FROM LINE LIN4 TO ZAXIS
AX NOMINAL MEAS +TOL -TOL DEV OUTTOL
A 173.000 174.778 2.000 2.000 1.778 0.000 -----#

4 NUMARALI DELİK 7 DERECE

DIM ANGL3= 2D ANGLE (TRUE) FROM LINE LIN5 TO ZAXIS
AX NOMINAL MEAS +TOL -TOL DEV OUTTOL
A -173.000 -173.720 2.000 2.000 -0.720 0.000 --#-----

4 NUMARALI DELİK 20 DERECE

DIM ANGL5= 2D ANGLE (TRUE) FROM LINE LIN5 TO ZAXIS
AX NOMINAL MEAS +TOL -TOL DEV OUTTOL
A 160.000 159.285 2.000 2.000 -0.715 0.000 ---#-----

END OF MEASUREMENT FOR
PN=munir DWG= SN=
TOTAL # OF MEAS =3 # OUT OF TOL =3 # OF HOURS =00:01:39