

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ANTERİOR KOLON KIRIĞININ İLİOİNGUİNAL YAKLAŞIM
TEDAVİ TEKNİĞİ İLE MEDİAL STOPPA TEDAVİ
TEKNİĞİNİN BİYOMEKANİK DAYANIMI AÇISINDAN
KARŞILAŞTIRILMASI**

CİHAD GÖKER

YÜKSEK LİSANS TEZİ
2014

**ANTERİOR KOLON KIRIĞININ İLIOİNGUİNAL YAKLAŞIM
TEDAVİ TEKNİĞİ İLE MEDİAL STOPPA TEDAVİ
TEKNİĞİNİN BİYOMEKANİK DAYANIMI AÇISINDAN
KARŞILAŞTIRILMASI**

**BIOMECHANICAL COMPARISON OF ILIOINGUINAL
APPROACH AND MEDIAL STOPPA TECHNIQUE IN
ANTERIOR COLUMN FRACTURES**

CİHAD GÖKER

Başkent Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin
BİYOMEDİKAL Mühendisliği Anabilim Dalı İçin Öngördüğü
YÜKSEK LİSANS TEZİ
olarak hazırlanmıştır.

2014

“Anterior Kolon Kırığının İlioinguinal Yaklaşım Tedavi Tekniği İle Medial Stoppa Tedavi Tekniğinin Biyomekanik Dayanımı Açısından Karşılaştırılması” başlıklı bu çalışma, jürimiz tarafından, 22/07/2014 tarihinde, BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI 'nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. Osman EROĞUL

Üye : Doç. Dr. Erdem ACAR

Üye (Danışman) : Yrd. Doç. Dr. Aykut ERDAMAR

Eş Danışman : Doç. Dr. Teyfik DEMİR

ONAY

..../..../2014

Prof. Dr. Emin AKATA
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Tez eş danışmanım Sayın Doç. Dr. Teyfik DEMİR' e, bana güvenerek benimle tez çalışması yapmayı kabul ettiği, beni yönlendirdiği, geliştirdiği, hiçbir yardımını esirgemediği, çalışmanın sonuca ulaştırılmasında ve karşılaşılan güçlüklerin aşılmasında her zaman yardımcı ve yol gösterici olduğu için...

Tez danışmanım Sayın Yrd. Doç Dr. Aykut ERDAMAR' a, hem lisans hem de yüksek lisans süresince benim daha ileriye gitmemde yardımcı olduğu için...

Kurum Başkanım Sayın Dr. Saim KERMAN' a çalışırken yüksek lisans yapmamıza izin vererek kendimizi geliştirmemize olanak sağladığı için...

Sevgili aileme benim bugünlere gelmemi sağladığı, bana maddi ve manevi katkısını hiç esirgemediği için..

Yüksek lisans öğrenimim boyunca gerek aldığım dersler, gerekse tez çalışmalarım sebebiyle yeterince vakit ayıramadığım değerli eşim Şule GÖKER' e gösterdiği sabır ve verdiği destek için...

Teşekkür ederim.

ÖZ

ANTERİOR KOLON KIRIĞININ İLIOİNGUİNAL YAKLAŞIM TEDAVİ TEKNİĞİ İLE MEDİAL STOPPA TEDAVİ TEKNİĞİNİN BİYOMEKANİK DAYANIMI AÇISINDAN KARŞILAŞTIRILMASI

Cihad GÖKER

Başkent Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Anterior kolon kırığı tedavisinde ilioinguinal yaklaşım altın standard olarak kullanılmaktadır. Medial stoppa tekniği ise pelvise ve asetabulumun medyal duvarına ulaşarak asetabulum kırıklarının tedavisinde kullanılan yeni bir cerrahi yaklaşımdır. Medial stoppa tekniğinin ilioinguinal yaklaşıma göre bazı avantajları vardır. İlioinguinal yaklaşımda açılan inguinal bağın üzerindeki pencerelerin stoppa yaklaşımında açılmaması, inguinal bağın ve kanalın, lateral kütanöz femoral ve femoral sinirlerin korunması, eksternal iliyak damar hasarının daha az oranda gözlenmesi bunlardan bazılarıdır. Medial stoppa tekniğinin avantajları olsa da yeni bir cerrahi yöntem olduğu için literatürde çalışmaları azdır. Bu çalışmada, anterior kolon kırığı tedavisinde kullanılan bu iki yöntemin biyomekanik dayanım açısından karşılaştırılması yapılmıştır. Deneyde on beş adet sawbone pelvis kullanılmıştır. Bunlardan beş tanesine her hangi bir işlem yapılmadan kuvvet uygulanmış ve sawbone'ların kuvvet karşısındaki cevabı kaydedilmiştir. On tanesinde ise pelvisin her iki kolonunda da kırık çizgisi oluşturulmuş ve her iki kolonda oluşturulan bu iki kırık her iki yöntem ile tedavi edilmiştir. Daha sonra her iki cerrahi yöntemin mekanik olarak rijitliğini karşılaştırmak için implant uygulanmış numunelere aksiyel ekseninde yük uygulanmıştır. Sonuç olarak; Medial stoppa tekniğinin cerrahi açıdan avantajları olsa da biyomekanik dayanım açısından ilioinguinal yaklaşım ile tedavi edilen kolon medial stoppa tekniği ile tedavi edilen kolona göre daha rijit çıkmıştır.

Anahtar Sözcükler: İlioinguinal yaklaşım, Medial stoppa tekniği, anterior kolon kırığı

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Aykut ERDAMAR, Başkent Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü.

Eş Danışman : Doç. Dr. Teyfik DEMİR, TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi, Makine Mühendisliği Bölümü

ABSTRACT

BIOMECHANICAL COMPARISON OF ILIOINGUINAL APPROACH AND MEDIAL STOPPA TECHNIQUE IN ANTERIOR COLUMN FRACTURES

CİHAD GÖKER

Baskent University, Institute of Science
Department of Biomedical Engineering

Ilioinguinal approach is accepted as a gold standard in treatment of anterior column fractures. Medial Stoppa technique is an alternative and new surgical approach to access to the internal pelvis and medial wall of the acetabulum. Medial stoppa technique has some advantages with regards to ilioinguinal approach. Windows at superior of ilioinguinal ligament has to open in ilioinguinal approach however in medial stoppa technique it is not necessary to open those windows. There is no need to dissect the lateral femoral cutaneous nerve and the femoral nerve on medial stoppa technique but on ilioinguinal approach there is. Also, damage of external iliac vessel is smaller than ilioinguinal approach. While medial stoppa technique has advantages, few studies in literature has been done because of the novelty of the surgical method. In this study biomechanical comparison on ilioinguinal approach and medial stoppa technique on anterior column fractures were investigated. In this study fifteen sawbone were used. Five of sawbones were not implanted and load applied only. During the application of load those sawbones were investigated. Other ten sawbones' both columns fracture lines were generated. Ten sawbones' one column was treated by ilioinguinal approach and the other column was treated by medial stoppa technique. Afterwards, to compare the mechanical rigidity of both surgical techniques axial load was applied to implanted pelvis models. As a result; although medial stoppa technique was advantageous surgically but ilioinguinal approach applied column more rigid than other column in biomechanical tests.

Keywords: Anterior column fracture, ilioinguinal approach, medial stoppa technique

Advisor : Assistant Professor Dr. Aykut ERDAMAR, Başkent University, Biomedical Engineering Department

Co-Advisor: Associate Professor Dr. Teyfik DEMİR, TOBB University of Economics and Technology, Mechanical Engineering Department

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZ	i
ABSTRACT	ii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	iv
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ	viii
1 GİRİŞ	1
1. 1 Pelvis.....	1
1. 2 Asetabulum Kolon Kırıkları.....	2
1. 3 Anterior Kolon Kırığı.....	3
1. 4 Osteoartrit	4
1. 5 Anterior Kolon Kırığı Tedavi Yöntemleri.....	5
1. 6 Asetabulum Kırıklarında Biyomekanik Dayanım Çalışmaları	6
2 DENEYSEL YÖNTEM	20
2. 1 Numunelere İmplant Yerleştirilmesi	20
2. 2 Sentetik Pelvislerin Özellikleri ve Deneye Hazırlanışı	21
2. 3 Deneyin Uygulanışı.....	22
3 DENEYSEL SONUÇLAR	24
3. 1 Fotoğraf ve Kuvvet –Yer değiştirme Hakkında Genel Bilgi.....	24
3. 2 Yük-Yer Değiştirme Grafikleri.....	26
3. 3 Analiz için İsimlendirme.....	26
3. 4 Fotoğraflardan Alınan Ölçümler	28
3. 5 Ölçüm Sonuçları	36
3. 6 Verilerin Değerlendirilmesi ve İstatistiksel Analiz	39
3. 6. 1 İmplant uygulanmamış numune deneyi analizleri ve sonuçları	39
3. 6. 2 İmplant uygulanmış numune deney analizleri ve sonuçları.....	42
4 TARTIŞMA ve SONUÇ.....	44
5 KAYNAKLAR.....	51

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 1. Fotoğraf, Kuvvet –Yer değiştirme analizi çizelgesi	24
Çizelge 2. Rijitlik çizelgesi	25
Çizelge 3. İmplant uygulanmamış numunelere yük uygulanmadan önce ilioinguinal yaklaşım ile tedavi edilecek kısmın ölçüm sonuçları	36
Çizelge 4. İmplant uygulanmamış numunelere yük uygulanmadan önce Medial Stoppa yöntemi ile tedavi edilecek kısmın ölçüm sonuçları	36
Çizelge 5. İmplant uygulanmamış numunelere yük uygulandıktan sonra ilioinguinal yaklaşım ile tedavi edilecek kısmın ölçüm sonuçları	36
Çizelge 6. İmplant uygulanmamış numunelere yük uygulandıktan sonra Medial Stoppa yöntemi ile tedavi edilecek kısmın ölçüm sonuçları	37
Çizelge 7. İmplant uygulanmış numunelere yük uygulanmadan önce belirtilen mesafelerin ilioinguinal yaklaşım ile tedavi edilen kısmın ölçüm sonuçları	37
Çizelge 8. İmplant uygulanmış numunelere yük uygulanmadan önce belirtilen mesafelerin Medial Stoppa yöntemiyle tedavi edilen kısmın ölçüm sonuçları	37
Çizelge 9. İmplant uygulanmış numunelere yük uygulandıktan sonra belirtilen mesafelerin ilioinguinal yaklaşım ile tedavi edilen kısmın ölçüm sonuçları	38
Çizelge 10. İmplant uygulanmış numunelere yük uygulandıktan sonra belirtilen mesafelerin Medial Stoppa yöntemi tedavi edilen kısmın ölçüm sonuçları	38
Çizelge 11. AL ölçümünün analiz sonucu	40
Çizelge 12. İmplant uygulanmamış numune deneyinde yük uygulanmadan önce ve yük uygulandıktan sonra aynı değerlerin birbirleriyle analiz sonuçları	40
Çizelge 13. İmplant uygulanmamış numune deneyinde yük uygulanmadan önceki değerlerin analiz sonuçları	41
Çizelge 14. İmplant uygulanmamış numune deneyinde yük uygulandıktan sonraki değerlerin analiz sonuçları	42
Çizelge 15. İmplant uygulanmış numune deneyi analiz sonuçları	42

Çizelge 16. İmplant uygulanmış numune deneyinde yük uygulanmadan önceki değerlerin analiz sonuçları	43
Çizelge 17. İmplant uygulanmış numune deneyinde yük uygulandıktan sonraki değerlerin analiz sonuçları	43
Çizelge 18. İmplant uygulanmamış numune düzeneğine kuvvet uygulanmadan önce ölçülen değerlerin istatistiksel analizi sonucu p değerleri	46
Çizelge 19. İmplant uygulanmamış numune düzeneğine kuvvet uygulandıktan sonra ölçülen değerlerin istatistiksel analizi sonucu p değerleri	46
Çizelge 20. AL ve DL-DR parametrelerinin değişim değerleri	47
Çizelge 21. İmplant uygulanmış numune deney düzeneğine kuvvet uygulanmadan önce ile kuvvet uygulandıktan sonra ölçülen değerlerin istatistiksel analizi sonucu p değerleri.....	47
Çizelge 22. İmplant uygulanmış numune deney düzeneğine kuvvet uygulanmadan önce ölçülen değerlerin istatistiksel analizi sonucu p değerleri	48
Çizelge 23. İmplant uygulanmış numune deney düzeneğine kuvvet uygulandıktan sonra ölçülen değerlerin istatistiksel analizi sonucu p değerleri	48
Çizelge 24. DL, DR, FL ve FR parametrelerinin değişim değerleri	49

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1. Pelvis kemiği.....	2
Şekil 2. Radyografi görüntüsünde dikkat edilmesi gereken yukarıda belirtilen 6 nokta.....	3
Şekil 3. İliopektineal çizginin bozulmuş olduğu anterior kolon kırığı [10]	4
Şekil 4. Anterior kolon kırığının tedavi sonrası radyografi görüntüsü [25].....	6
Şekil 5. ACPHTF Kırık Modeli	7
Şekil 6. ACPHTF kırığının 12 delikli rekonstrüksiyon plağı ile tedavi edilmiş görüntüsü ve 12 Delikli Rekonstrüksiyon plağı ve çektirme vidaları	8
Şekil 7. H plağı ile birlikte rekonstrüksiyon plağının kullanılarak sabitlendiği yöntem ve Kullanılan Plak ve çektirme vidaları.....	9
Şekil 8. Kilit mekanizmalı rekonstrüksiyon plağı ile sabitlenmiş ACPHTF kırığı ve Kullanılan plak ve çektirme vidaları.....	10
Şekil 9. Çok yönlü sabitlenebilen titanyum fiksator kullanılarak sabitlenen ACPHTF kırığı ve Vidaların farklı açılarda gönderilebildiği plak ve vidalar.....	11
Şekil 10. Kullanılan plak ve vida sistemlerinin görüntüsü	13
Şekil 11. Marintschev ve ark. Kurduğu Deney düzeneği ve Pelvis radyografi görüntüleri.....	14
Şekil 12. Gras ve ark. Kırık Modelinin içten ve dıştan görüntüsü.....	15
Şekil 13. Karşılaştırılan Plak ve Vida Sistemleri	16
Şekil 14. Gras ve Ark. Deney Düzeneği	16
Şekil 15. Kırık modeli ve karşılaştırılacak yöntem ile tedavi edilmiş numuneler ..	17
Şekil 16. A: ACP, B: ACPLS, C: LOCK, D: PCPLS	18
Şekil 17. Pelvisin İlioinguinal yöntem ve Medial Stoppa yöntemi ile tedavi edilmiş görüntüsü.....	19
Şekil 18. Pelvis asetabulum rekonstrüktif cerrahisi için geliştirilmiş plak	20
Şekil 19. Düşük profil yapısına sahip kortikal vida	20
Şekil 20. Polyester dökülmeden önce numunenin görüntüsü	21
Şekil 21. İmplant uygulanmayan sentetik pelvis kemiği deney düzeneği.....	22
Şekil 22. İmplant uygulanan sentetik pelvis kemiği deney düzeneği	23
Şekil 23. İmplant uygulanmayan numune-1 Kuvvet-Yer değiştirme grafiği.....	26

Şekil 24. İsimlendirme ve ölçüm noktaları	27
Şekil 25. İmplant uygulanmamış numune-1 Deneyinden alınan ölçümler	28
Şekil 26. İmplant uygulanmamış numune-2 Deneyinden alınan ölçümler	29
Şekil 27. İmplant uygulanmamış numune-3 Deneyinden alınan ölçümler	29
Şekil 28. İmplant uygulanmamış numune-4 Deneyinden alınan ölçümler	30
Şekil 29. İmplant uygulanmamış numune-5 Deneyinden alınan ölçümler	30
Şekil 30. İmplant uygulanmış numune-1 Deneyinden alınan ölçümler	31
Şekil 31. İmplant uygulanmış numune-2 Deneyinden alınan ölçümler	31
Şekil 32. İmplant uygulanmış numune-3 Deneyinden alınan ölçümler	32
Şekil 33. İmplant uygulanmış numune-4 Deneyinden alınan ölçümler	32
Şekil 34. İmplant uygulanmış numune-5 Deneyinden alınan ölçümler	33
Şekil 35. İmplant uygulanmış numune-6 Deneyinden alınan ölçümler	33
Şekil 36. İmplant uygulanmış numune-7 Deneyinden alınan ölçümler	34
Şekil 37. İmplant uygulanmış numune-8 Deneyinden alınan ölçümler	34
Şekil 38. İmplant uygulanmış numune-9 Deneyinden alınan ölçümler	35
Şekil 39. İmplant uygulanmış numune-10 Deneyinden alınan ölçümler	35

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

mm	Milimetre
kN	kilo Newton
ISO	International Standard Organization

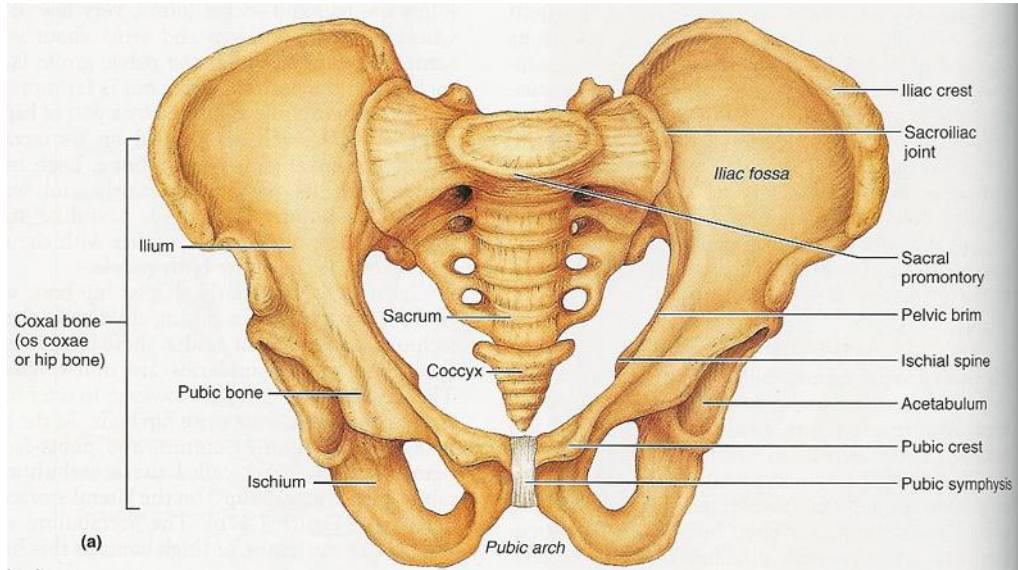
1 GİRİŞ

Leğen Kemiği (Pelvis), çok az hareket edebilen eklemler ve bağlar ile birleşmiş, dört kemikten meydana gelen bir iskelet yapısıdır. Leğen kemiğinde yüksek travmalar sonucu kırıklar oluşabilmekte olup posterior duvar kırıkları, posterior kolon kırıkları, anterior duvar kırıkları, anterior kolon kırıkları, transvers kırıklar ve kompleks kırıklar, birden fazla yerde kırılma sonucu oluşan kırık çeşidi, oluşabilecek kırık çeşitleridir.

1. 1 Pelvis

Kalça kemiği 3 farklı kemikten oluşur ve 15 yaşına kadar “İlium”, “İskium” ve “Pubis” isimli bu üç kemik kırık dokusu ile birbirine tutunur. 15 yaşından sonra ise kırık dokusu kemikleştiği için kalça kemiğindeki bu üç kemik tek bir kemik şeklini alır. İlium, kalça kemiğinin üst kısmını oluşturan, yassı biçimde bir kemiktir. İskium ise kavis şeklinde olup, kalça kemiğinin alt arka kısmını oluşturur. Pubis ise kavis şeklindedir ve kalça kemiğinin alt-ön bölümünü oluşturur. Kalça kemiğini üç ana oluşumda incelenebilir. Temel olarak üstte geniş ve yassı bir kemik, onun hemen altında kemiğin dış yüzünde bir eklem oluşumu, onunda altında ortası delik bir kemik bölümü olarak 3 e ayırabiliriz. Üstte bulunan geniş kemik parçasının tamamı “İlium” kemiğine aittir. Bunun iç yan tarafı dikkat çekici düzgün bir çukur içerir. Bu çukura “İliak çukur” adı verilir. İliak çukurun hemen arkasındaki bölgede kulak kepçesini andıran bir eklem yüzeyi vardır. Bu eklem yüzeyine de “Fasies orikularis” adı verilir. Fasies orikularis, kuyruk sokumu kemiğinin yan tarafındaki eklem yüzeyi ile eklemleşmektedir. Fasies orikularisin biraz üst kısmında “Tuberositas iliaca” adı verilen bir tümsek vardır. İliumu kuyruksokumu kemiğine bağlayan bağlar ile bu tümseğe tutunmuştur. İlium kemiğinin dış yan tarafı ön kenarda iki adet, arka kenarda ise bir adet kemik çıkıntısı vardır. Bu çıkıntılar iç yan taraftan bakılırsa görülür. Ön kenardaki üst çıkıntıya ise “Spina iliaca anterior superior”, alt çıkıntıya ise “Spina iliaca anterior inferior” adı verilir. Arka kenardaki tek çıkıntıda “Spina iliaca posterior superior” olarak tabir edilir. İlium kemiğinin üst tarafının ön kısmına “Krista iliaca” adı verilir. Kemiğin dış tarafında görülen eklem oluşumuna “Asetabulum” adı verilir. Asetabulum görünüm olarak geniş ve derin bir çukuru andırır. İskelette buraya “Uyluk” kemiğinin başı ilişmiştir. Asetabulumdaki

gerçek eklem tarafı yarım ay şeklinde olup “Fasies lunata” adı ile bilinir. Fasies hınatanın sarmış olduğu ortadaki çukurcuğa “Asetabulum çukuru” adı verilir. Normal şartlarda çukurun içinde yağdan yapılmış olan bir yastıkçık vardır. Asetabulumu, kalça kemiğini meydana getiren üç kemik vardır. Bu eklemin içine, çatal tarafı öne bakacak şekilde yatık bir “Y” harfi çizildiğini düşünersek, bunun çatal kısmı içinde kalan kemik parçası “Pubis kemiği” tarafından, “Y” harfinin yatay yanının üstünde bulunan kemik alan “İlium kemiği” tarafından, alttaki kemik alanı da “İskium kemiği” tarafından meydana getirilmiştir. Ortası delikli kemik kısmı iki kemikten oluşmuştur. “Obturator delik” adı verilen bu deliğin ön kısmı pubis kemiği, arka kısmı da iskiüm kemiği tarafından oluşmuştur. Pubis kemiğinin ön tarafında “Pubis tümseği” adı verilen bir tümsek vardır. Bu tümsek karşı taraftaki eş tümsekle birleşir ve “Simfizis pubis” adı verilen sabit bir eklemi meydana getirir. İskiüm kemiğinin arka alt tarafında “İskiüm tümseği” adı verilen bir tümsek vardır. Koltuğa oturulduğu zaman kaba etin altında hissedilen kemik parçası bu tümseğe uymaktadır [1]. Şekil 1’ de pelvis’de bulunan kemikleri ve isimleri gösterilmektedir.



Şekil 1. Pelvis kemiği

1. 2 Asetabulum Kolon Kırıkları

Asetabulum kırıkları genelde yüksek enerjili indirekt travmalar ile oluşmakta ve etiyolojide ilk sırada %50-70 oranında trafik kazaları gelmektedir [2].

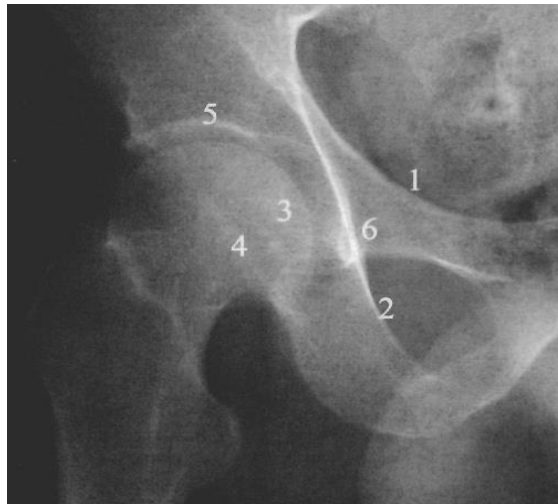
Asetabulum kırıklarında altın tedavi yöntemi Letournel'in çalışmasıdır. Bu çalışma ile pelvis bölgesi açılarak asetabular bölgesine ulaşılır. Asetabulum kırıkları çivi ve plak yardımı ile sabitlenerek kemiğin kaynaşması sağlanır [3-6]. Operasyonun yaklaşımı kırığın cinsine, yer değiştirmenin yönüne, cerrahi operasyonun yapılacağı yerdeki tahribata ve yaralanmanın süresine göre değişir [7-9].

1. 3 Anterior Kolon Kırığı

Pelvisin radyoloji görüntüleri ile kırık teşhis edilir. Radyolojik değerlendirmede standart ön-arka pelvis ve 45° oblik Judet grafileri alınmakta; eşlik eden pelvis kırıklarında ise pelvisin inlet ve outlet grafileri istenmektedir [10].

Grafide Letournel'in tarif ettiği 6 ana radyografik kriter değerlendirilir [11]. Şekil 2' de bu kriterler görülmektedir.

1. İlio-pektineal çizgi (Anterior Kolonu tanımlamaktadır.)
2. İlio-iskial çizgi (Posterior kolon devamlılığının göstergesidir.)
3. Anterior duvar
4. Posterior duvar
5. Asetabular tavan
6. Gözyaşı Damlası ("Tear Drop"): Lateral Duvarını asetabulum anterior dudağının inferioru; medial duvarını ise kuadrilateral yüzey anteroinferioru oluşturur. Gözyaşı Damlası'nın İlio-iskial çizgi ile ayrışması kuadrilateral yüzey kırığı veya pelvisin rotasyonunu gösterir.



Şekil 2. Radyografi görüntüsünde dikkat edilmesi gereken yukarıda belirtilen 6 nokta.

İliopektineal çizginin bozulmuş olduğu kırık çeşidine anterior kolon kırığı denmektedir. Şekil 3' de anterior kolon kırığı gösterilmiştir.



Şekil 3. İliopektineal çizginin bozulmuş olduğu anterior kolon kırığı [10]

1. 4 Osteoartrit

Osteoartrit yani kemik kireçlenmesi, kireçlenmenin en bilinen formudur. Osteoartrit acıya, şişkinliğe ve eklemlerin hareket kabiliyetinin azalmasına sebep olur. Herhangi bir bölgede olabilir ama en çok ellerde, dizde, kalçada veya sırtta görünür. Osteoartrit eklemlerde kıkırdığı bozar. Kıkırdak bilindiği üzere kemiğin eklem ile birleştiği yeri kaplayan kaygan bir dokudur. Sağlıklı bir kıkırdak hareketin ortaya çıkardığı kuvveti sönümler. Eklem kıkırdığında bir kayıp olduğu zaman kemikler birbirine sürtünür ve bu olayın uzun süre devam etmesi durumunda eklemde kalıcı hasara sebep olur. Osteoartrite en çok yüksek kilo, yaşlılık ve eklemlerin sakatlanması sebep olabilmektedir. Osteoartrit tek bir test ile teşhis edilemez. Birçok doktor çeşitli metotlar kullanır. Bunlar; tıbbi hikâye, fiziksel muayene, radyografi görüntüleri veya laboratuvar testleridir. Tedavisi ise egzersiz, ilaç ve bazen de cerrahi olabilmektedir [12].

Asetabulum kırıklarının operasyonu sırasında kırıkların yetersiz sabitlenmesi hastanın ileriki zamanlarda kalça artroplasti olmasına [13] ve %20-%60 oranında osteoartritin gelişmesine sebep olabilmektedir [14]. Bu yüzden asetabular eklemin cerrahi olarak tedavisi erken artrit gelişmesinden korumak için en güvenilir yöntemdir [15,16]. Şimdiki zamanda asetabulum kırıklarının açık cerrahi ameliyat ile sabitlenerek tedavi edilmesi yaşlılarda bile uygulanmaktadır. Fakat, 1960'lı yıllarda yüksek yaş asetabulum cerrahisinde bir kontraindikasyon olarak düşünülmekteydi [3,17].

Femur başının çıkmasını korumak için kırıkların stabil olarak sabitlenmesi mecburidir fakat aynı zamanda yaşlı insanların kritik kemik kalitesinden dolayı çok da kolay değildir [3, 15, 18, 19].

1. 5 Anterior Kolon Kırığı Tedavi Yöntemleri

İlioinguinal yaklaşım ile tedavi metodu ilk olarak 1961 yılında Letournel tarafından tanımlanmıştır [3-5]. Bu yaklaşım çoğunlukla anterior duvarı ve kolon kırıkları, anterior kolon ile birlikte posterior hemi-transverse kırıklarında ve her iki kolonun kırılmış olduğu durumlarda ana olarak anterior bölgesindeki kırıkların tedavisinde kullanılan yöntemi göstermiştir. Bu tedavi yöntemi literatürde en çok bilinen, altın standard olarak kabul edilen tedavi yöntemidir [3-6]. Bu yöntemin kısıtlamaları çalışılacak bölgedeki alanın küçüklüğü, operasyon esnasında kullanılacak alet ve ekipmanların darlık sebebiyle rahat kullanılamamasıdır. Ana komplikasyonu ise ameliyat sonrası yüksek oranda yara enfeksiyonları oluşturması, femur sinirinde ve iliofemoral kan damarlarında iatrogenik sakatlığa sebebiyet vermesidir [20,21]. Stoppa 1989 yılında Dacron tül protezi ile desteklenerek komplike kasık ve insizyonel fıtığın tedavisinde “Stoppa” yöntemini tanımlamıştır [22]. Cole ve Bolhofner stoppa yaklaşımının medial duvara, kuadrilateral yüzeye ve hatta sakroilyak ekleme uygulanarak asetabulum kırıklarının tedavisinde verimli ve efektif olarak kullanılabileceğini göstermişlerdir [23]. İlioinguinal yaklaşımda açılan inguinal bağın üzerindeki pencerelerin stoppa yaklaşımında açılmaması, inguinal bağın ve kanalın, lateral kütanöz femoral ve femoral sinirlerin korunması, eksternal iliyak damar hasarının daha az oranda gözlenmesi gibi ciddi avantajları vardır [24].

Pelvis bölgesinde oluşan kırıklara bu iki cerrahi yöntem ile ulaşılmaktadır. Kırıklar, plak ve vida yardımı ile sabitlenmekte ve kaynaşmanın düzgün olması sağlanmaktadır. Şekil 4.'de anterior kolon kırığının tedavi sonrası çekilen radyografi görüntüsü gösterilmiştir.



Şekil 4. Anterior kolon kırığının tedavi sonrası radyografi görüntüsü [25]

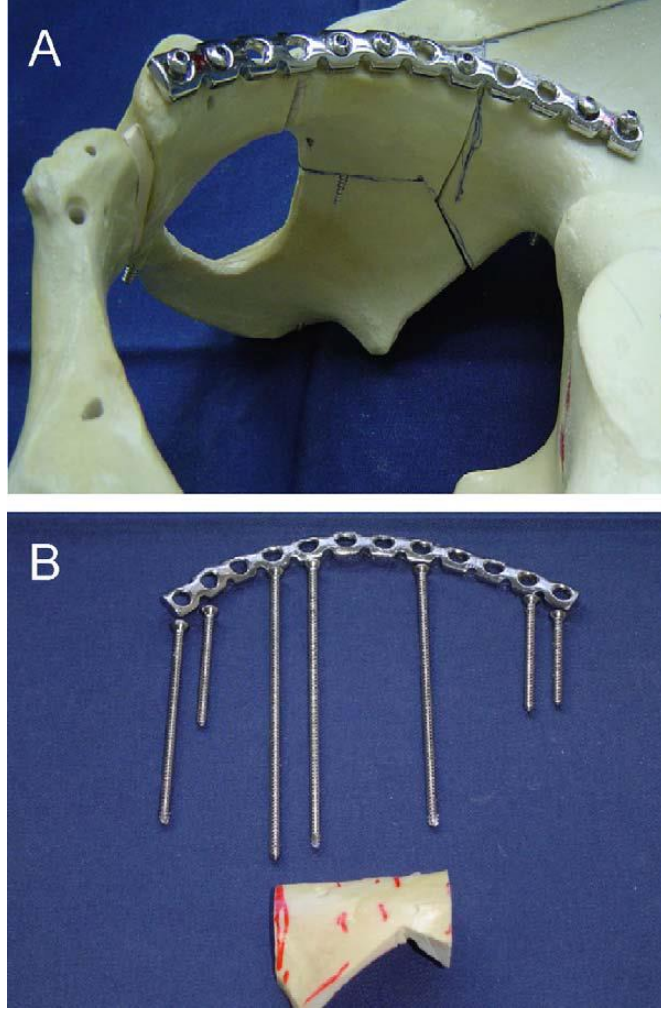
1. 6 Asetabulum Kırıklarında Biyomekanik Dayanım Çalışmaları

Culemann ve ark. [26], yaşlı insanlarda, asetabulum kırıklarının farklı sabitleme teknikleri üzerine bir biyomekanik çalışma yapmışlardır. Alman pelvis çalışma grubunun epidemiyoloji çalışmasına göre tüm pelvis sakatlıklarının %14'ü 65 yaş üzeri asetabulum kırığı olduğunu göstermiştir. Culemann ve ark. 'nın bu çalışmasında amaç anterior kolon kırığı ile birlikte posterior hemi-tranvers (anterior column combined with posterior hemi-transverse fracture) (ACPHTFs) kırıklarında kuadrilateral plağın çıkmasını korumak için en iyi implant konfigürasyonunu değerlendirmektir. Şekil 5.'de Culemann ve ark. kullanmış oldukları ACPHTF kırık modeli gösterilmiştir.



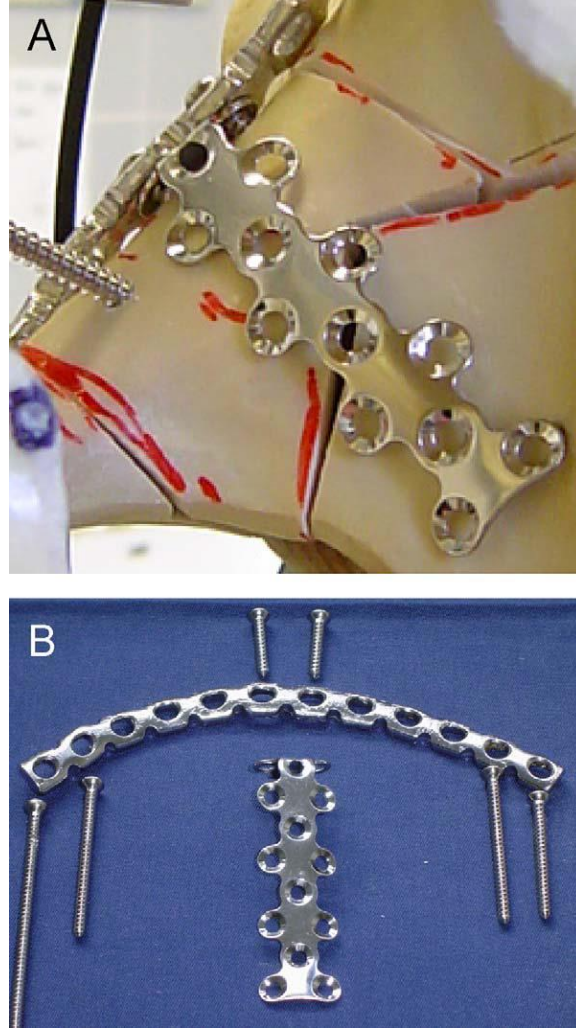
Şekil 5. ACPHTF Kırık Modeli [26]

Çalışmada 6 sentetik (Pelvis 4060, Synbone, Bettlach, Switzerland) ve 4 kadavra pelvis kullanılmıştır. Bununla beraber, biyomekanik kemik kalitesini belirlemek için vida çekme testi uygulanmıştır. Bunun için Supra asetabular bölgesine, anterior inferior iliak spine ve S1 pediküle 3.5mm'lik titanyum vidalar yerleştirilmiştir. Aksiyel eksende artan çekme kuvveti uygulanmış ve her vidada çekip çıkarma kuvveti kaydedilmiştir. Konvansiyonel implant olarak; Standart 3,5 mm, 12 delikli pelvik rekonstrüksiyon plağı pelvis ağzına uygulanmıştır. Şekil 1. 1' da ACPHTF kırığının 12 delikli rekonstrüksiyon plağı ile tedavi edilmiş görüntüsü ve 12 Delikli Rekonstrüksiyon plağı ve çektirme vidaları görülmektedir. Bu implant kullanılarak üç çevrim test uygulanmıştır. İlk test sırasında kırık stabilizasyonu üç tane periartiküler uzun vidalar ile sağlanmıştır. Bunların ikisi anterior kolona biride posterior kolona yerleştirilmiştir. Birinci testten sonra posterior kolona yerleştirilen vida çıkarılmıştır. İkinci testte uygun olarak anterior kolona yerleştirilen iki vida ile kırık stabilizasyonu sağlanmıştır. Bu ikinci testten sonra anterior kolonun posteriorundaki vida çıkarılmıştır. Bu yüzden test sırasında kırık sadece asetabulumdaki vida ile sabitlenmiştir. Bu üç testin yapılmasının amacı osteosentezin stabilitesinin etkisinin analizidir.



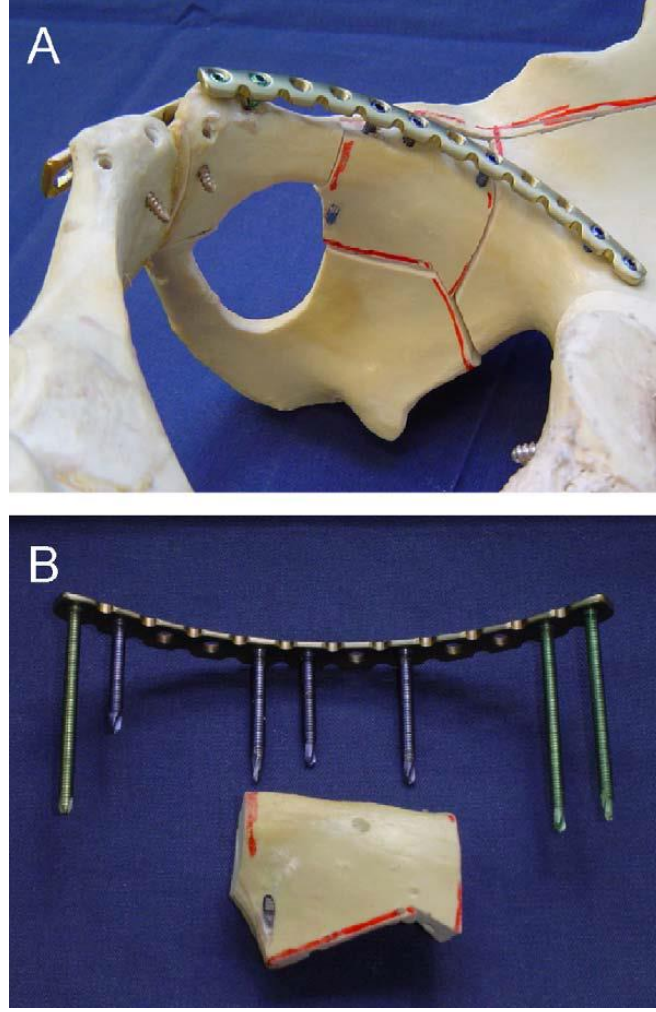
Şekil 6. ACPHTF kırığının 12 delikli rekonstrüksiyon plağı ile tedavi edilmiş görüntüsü ve 12 Delikli Rekonstrüksiyon plağı ve çekirme vidaları [26]

Ayrıca, standart 3.5 mm, 12 delikli pelvik rekonstrüksiyon plağı altında yatan H plağı ile kombine edilerek 3 periartiküler uzun vida kullanılmadan ek iki adet kısa vida kullanılarak kırık sabitlenmiştir. Şekil 2’de H plağı ile birlikte rekonstrüksiyon plağının kullanılarak sabitlendiği yöntem ve kullanılan plak ve çekirme vidaları görülmektedir.



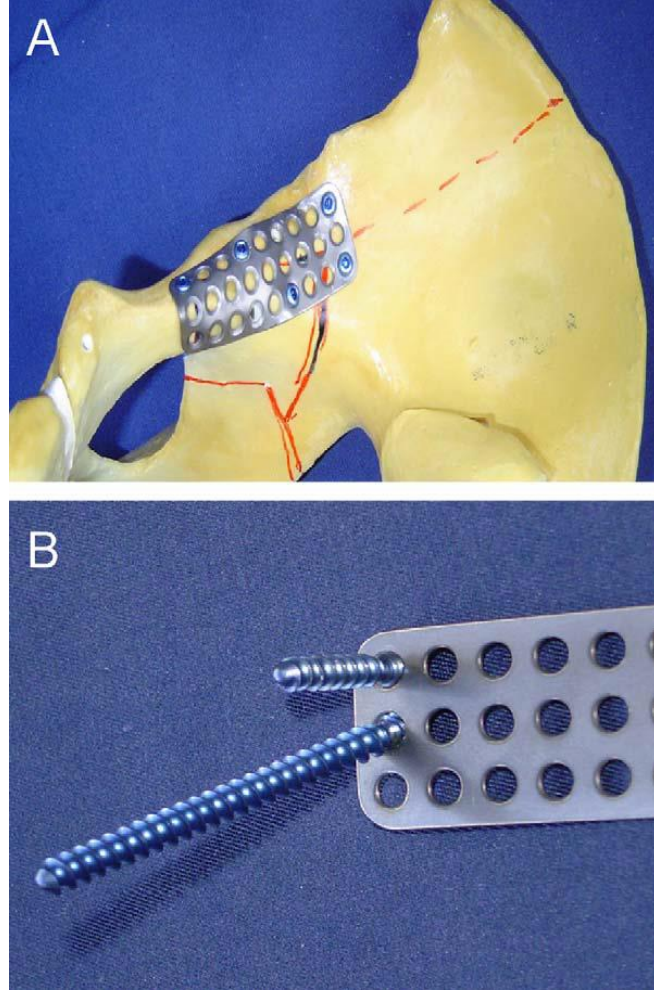
Şekil 7. H plağı ile birlikte rekonstrüksiyon plağının kullanılarak sabitlendiği yöntem ve Kullanılan Plak ve çektirme vidaları [26]

Kilitli implant olarak; kilit mekanizmalı 3.5 mm pelvis rekonstrüksiyon plağı (12 Delik). Üç adet vida kudrilateral plağa ekleme gelmeyecek şekilde mümkün olan en derin şekilde yerleştirilmiştir. Şekil 3'de Kilit mekanizmalı rekonstrüksiyon plağı ile sabitlenmiş ACPHTF kırığı ve kullanılan plak ve çektirme vidaları görülmektedir.



Şekil 8. Kilit mekanizmalı rekonstrüksiyon plağı ile sabitlenmiş ACPHTF kırığı ve Kullanılan plak ve çektirme vidaları [26]

Ayrıca, Çok yönlü kilitleme vidalarının yerleşebildiği titanyum internal fiksator kullanılmıştır. Şekil 4' da Çok yönlü sabitlenebilen titanyum fiksator kullanılarak sabitlenen ACPHTF kırığı ve vidaların farklı açılarda gönderilebildiği plak ve vidalar görülmektedir. Vida başlarının deformasyonu ile vidalar başarıyla yerleştirilmiştir. Dört farklı osteosentez tekniği de sentetik ve kadavra pelvis modelleri üzerinde analiz edilmiştir. Sentetik pelvislere; 3 preload cycle 400 N ve 1 load cycle 750 N, Kadavra pelvislere ise 3 preload cycle 200 N ve 1 load cycle 375 N kuvvet uygulanmıştır. Gerçek zamanlı kırık kayma analizi için 2 bağımsız sensörlü ultrasonik ölçüm cihazı kullanılmıştır. Bu deneyde paralel kayma ve rotasyon analizleri de yapılmıştır.



Şekil 9. Çok yönlü sabitlenebilen titanyum fiksator kullanılarak sabitlenen ACPHTF kırığı ve Vidaların farklı açılarda gönderilebildiği plak ve vidalar. [26]

Sonuç olarak, sentetik kemiklerdeki vidanın çekip çıkarma kuvveti 742 N (tüm pozisyonlarda) kadavralardaki vidanın ise anterior inferior iliac spine (SIAI) bölgesindeki 150 N, supra acetabular (SUPRA) bölgesindeki 314 N, S1 pedikül (SACRP1) vidasında ise 136 N çıkmıştır. DEXA analizleri ve çekme testleri büyük bir korelasyon göstermiştir. Her bir osteosentez tekniği, sentetik kemik kırıkları stabilize edildikten sonra 750 N'a kadar yük uygulanarak test edilmiştir. Bu modelde P3 referans noktası y ekseninin negatifine doğru bir yer değiştirme göstermiştir. Geleneksel pelvis rekonstrüksiyon plağı, 3 adet periartiküler uzun vida kullanıldığında, 1 adet vida kullanımından yüksek rijitlik sağlamıştır. Kilit mekanizmalı implantlarda ise titanyum fiksator kilitleme rekonstrüksiyon plağı 1 vidalı da 3 vidalıya göre P3 referans noktasını daha sıkı tutmakta olduğunu göstermiştir. Düşük kemik kalitesinden dolayı kadavra pelvislerine sadece 375

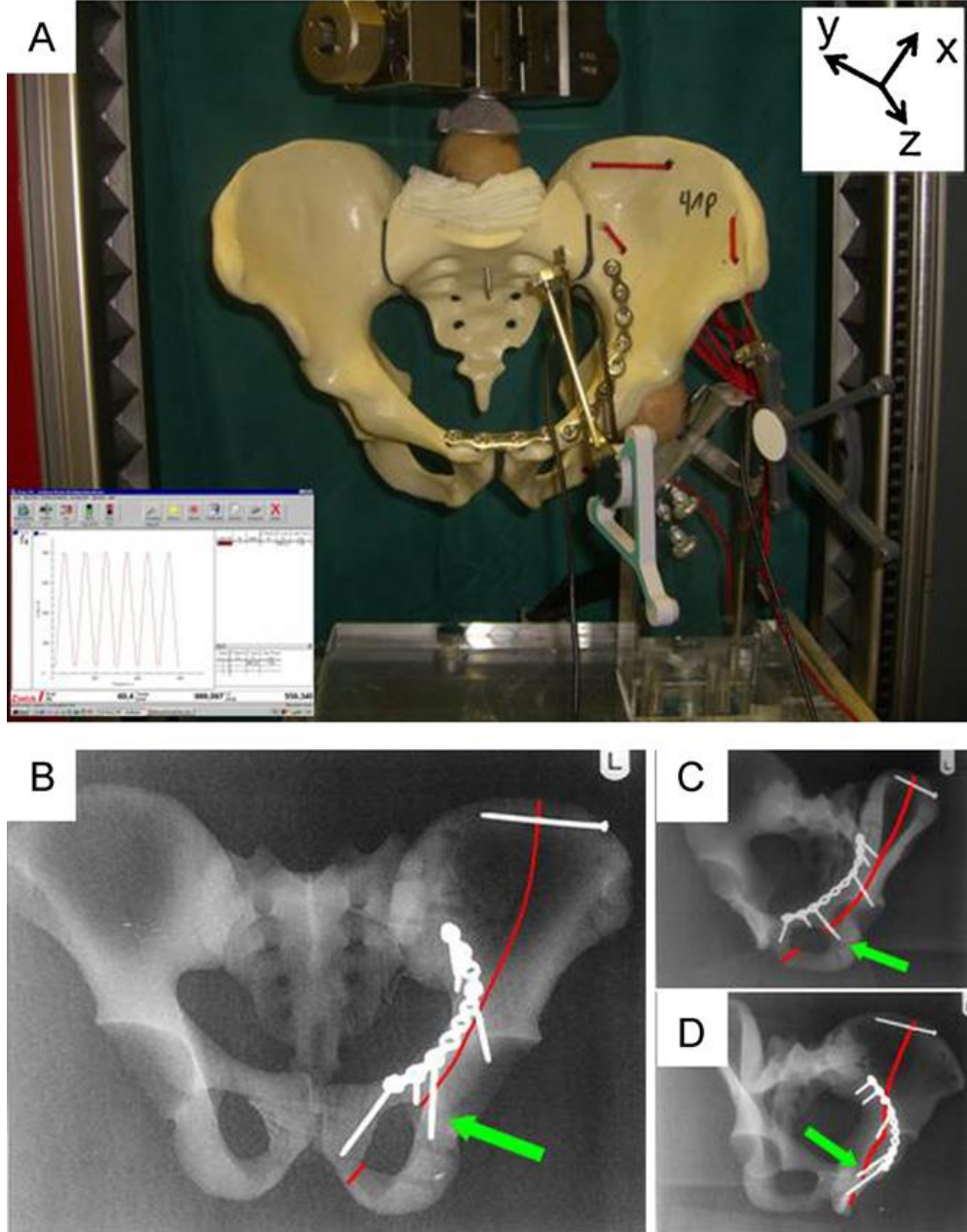
N'luk yük uygulanabilmiş olup P3 noktası kadavra kemiklerinde de y ekseninin negatifine doğru bir kayma meydana getirmiştir. Geleneksel rekonstrüksiyon plakları rijitliği yeterli miktarda korumuştur fakat implantlar arasında belirgin bir fark görülememiştir. Culemann ve ark. [26] ACPHTFs kırıklarında konvansiyonel rekonstrüksiyon plakları ile titanyum fiksatörün yeterli stabilizasyon sağladığını göstermişlerdir.

Marintschev ve ark. [27], Farklı asetabular plak sistemleri ve yapılarının biyomekanik olarak karşılaştırılması üzerine bir çalışma yapmışlardır. Ayrıca, bu çalışmada infra-asetabular vida yerleştirmenin rolünü ve kilit mekanizmalı plakların kullanımı da araştırılmıştır. Asetabulum kırıklarının tedavisinde farklı pelvik plak sistemleri mevcut olup bunları karşılaştıran biyomekanik çalışmalar yetersiz olduğundan bu çalışma yapılmıştır. Bu çalışmanın amacı iki ortak pelvik plak sisteminin (LPPS: Low Profile Pelvic System ve MPS: Matta Pelvic System) statik sabitleme güçlerini değerlendirmektir. Ayrıca; İki plak sistemi de benzer sabitleme dayanımına sahip olmakla birlikte son zamanlarda asetabulumun altına (infra-acetabular) ilave edilen kilitleme vidalarının kullanımı maksimum kırık yer değiştirmesini azaltıp azaltmadığı da bu çalışmada araştırılmıştır. Bu çalışmada kullanılacak olan sentetik kemiklerdeki temsili kırık modeli, yüksek anterior kolon kırığına sahip on hastanın CT görüntüleri baz alınarak değerlendirilmiştir. Kırık çizgileri sentetik pelvise işaretlenmiştir. (No. 4060 SYNBONE, Malans, Switzerland). Bu modele göre SYNBONE istenilen kırığa sahip sentetik pelvis kemiklerinin sol tarafında ± 2 mm'lik tolerans olacak şekilde üretmiştir. Alınan sentetik kemiklerde kırık; kilitli olmayan eğilmiş plak (88mm çapta, 122.5 mm uzunlukta, Matta Pelvic System, Stryker), kilitli olmayan sola j şeklinde eğilmiş plak (88mm çapta, 130 mm uzunlukta, LowProfile Pelvic System, Synthes) ve kilitli olan sola j şeklinde eğilmiş plak (88mm çapta, 130 mm uzunlukta, Low Profile Pelvic System, Synthes) kullanılarak stabilizasyon sağlanmıştır. Ayrıca; kullanılan plak sistemlerinden bağımsız olarak kırığın yukarı iliyak bölgesine ilaveten 70 mm x 3.5 mm ölçülerinde vida yerleştirilmiştir. Şekil 10' da Karşılaştırılan plak ve vida sistemleri görülmektedir.



Şekil 10. Kullanılan plak ve vida sistemlerinin görüntüsü [27]

18 pelvis kemiği (her gruba 6 adet) aksiyel ekseninde 800 N'a (tüm ağırlığı simüle etmek için) kadar 6 defa yüklenmiştir. Maximum ve minimum yük durumunda 10 sn. beklenmiştir. Her pelvis tek tek karşılaştırmak için ve sabitleme dayanımını değerlendirmek için iki defa test edilmiştir. Kırığın yer değiştirmesi 2 mm'den fazla olduğu anda test sonlandırılmıştır. Ultrason tabanlı Zebris-3D-Motion Analizörü kırık bölgesinin tespiti için kullanılmıştır. Anterior kolona mikrofona posterior kolona ise sensör dizileri tüm pelvis kemiğinden bağımsız olarak hareket ettiğini tespit etmek için yerleştirilmiştir. Şekil 11' de Marintschev ve ark. kurmuş oldukları deney düzeneği ve pelvisin çeşitli açılardan çekilmiş radyografi görüntüleri gösterilmektedir. Radyografi görüntüleri kırmızı çizgi kırık çizgisini temsil etmekte olup yeşil ok ile gösterilen ilave konan vidayı göstermektedir.

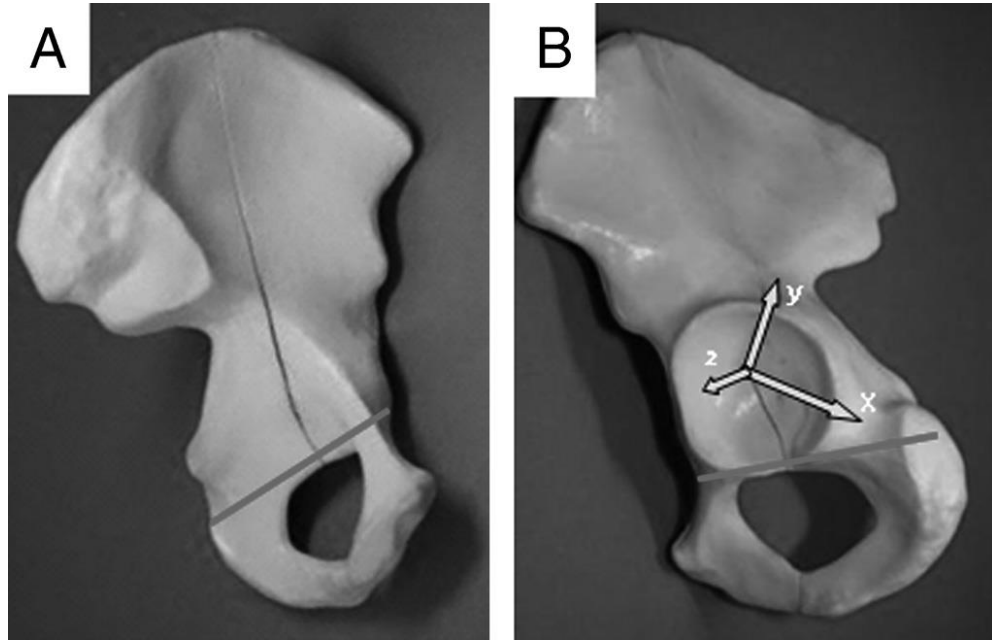


Şekil 11. Marintschev ve ark. Kurduğu Deney düzeneği ve Pelvis radyografi görüntüleri [27]

Kullanılan plak sisteminden bağımsız olarak üç grubun da hareket şekli üç ekseninde benzer çıkmıştır. Maksimum kırık yer değiştirmesi infra acetabular vida olmadan z ekseninde ölçülmüş olup MPS plağının, LPPS plağına göre daha zayıf dayanıma sahip olduğu, kilitleme vida teknolojisinin dayanımı artırmadığı görülmüştür. Kullanılan sabitleme yapısı veya plak sisteminden bağımsız olarak tüm yer değiştirmeler 2 mm 'nin altında olmuştur. Ek olarak konan infra acetabular çivisi tüm grupların yarısında kırık yer değiştirmesini azaltmıştır. Kilitleme

teknolojisi standart plağa göre dayanımı artırmamış ilaveten konan infra acetabular vidanın dayanımı artırmış olduğu görülmüştür. I. Marintshev ve ark. [27] çalışmasında asetabulum kırıklarının tedavisinde LPPS plağı kullanıldığını ve ek olarak infra acetabular vida kullanıldığını önermişlerdir.

F. Gras ve ark. [28] yapmış oldukları çalışmada anterior kolon kırığı tedavisinde vida ve plak kullanımının biyomekanik açıdan dayanımını karşılaştırmışlardır. Ayrıca ilave vidanın biyomekanik dayanımı artırıp artırmadığını da araştırmışlardır. Şekil 12 'de Gras ve ark. oluşturdukları kırık modeli gösterilmiştir.



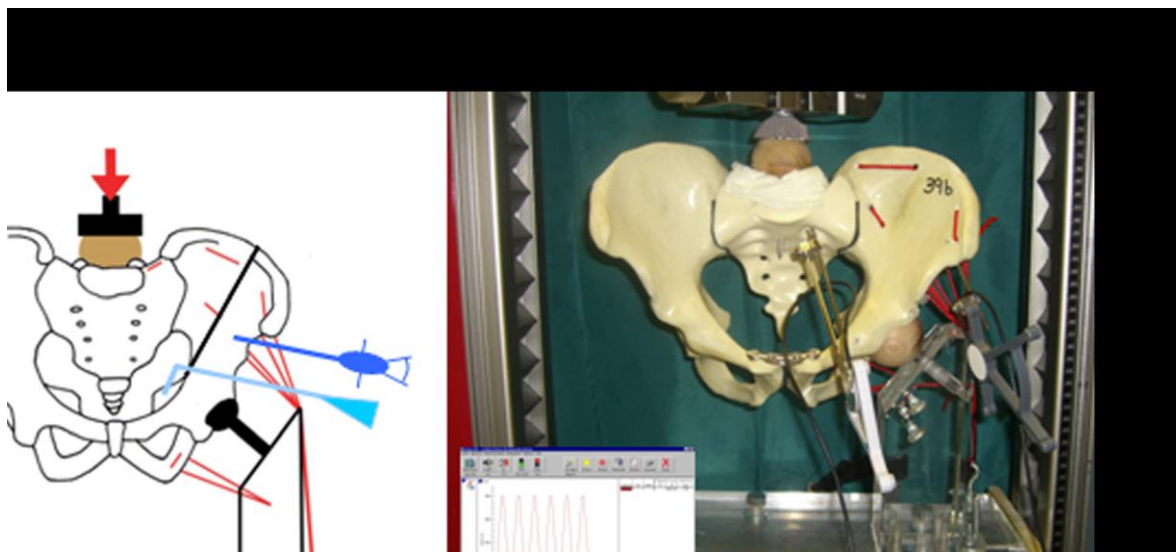
Şekil 12. Gras ve ark. Kırık Modelinin içten ve dıştan görüntüsü [28]

Deneyde kullanılan vida ve plak olarak; Standart plak sola eğik 10 delikli j plağı (LPPS) (Grup 1), Titanyum vida 6.5 mm x70 mm (Grup 2), Paslanmaz çelik vida 6.5 mm x70 mm (Grup 3), Biyobozunur vida (Poly Lactid, PLLA) 4.5 mm x70 mm (Grup 4) kullanılmıştır. Ayrıca buna ilaveten her pelvisin iliak krestin arasına, iliak kanatın iç ve dış düzlüğüne vida yerleştirilmiştir. Şekil 13' de Gras ve ark. karşılaştıracakları plak ve vida sistemleri gösterilmiştir.

Group (n = 6)	1	2	3	4
iliac wing	70x3.5 mm screw, Synthes			
supra-acetabular	10-hole J-plate stainless steel Low Profile Pelvic System, Synthes	6.5x70 mm screws titanium ASNIS 3, Stryker	6.5x70 mm screws stainless steel Synthes	4.5x70 mm screws biodegradable PLLA, Linvatec
+/- infra-acetabular	3.5x70 mm screw, Synthes			4.5x70 mm screws biodegradable PLLA, Linvatec

Şekil 13. Karşılaştırılan Plak ve Vida Sistemleri [28]

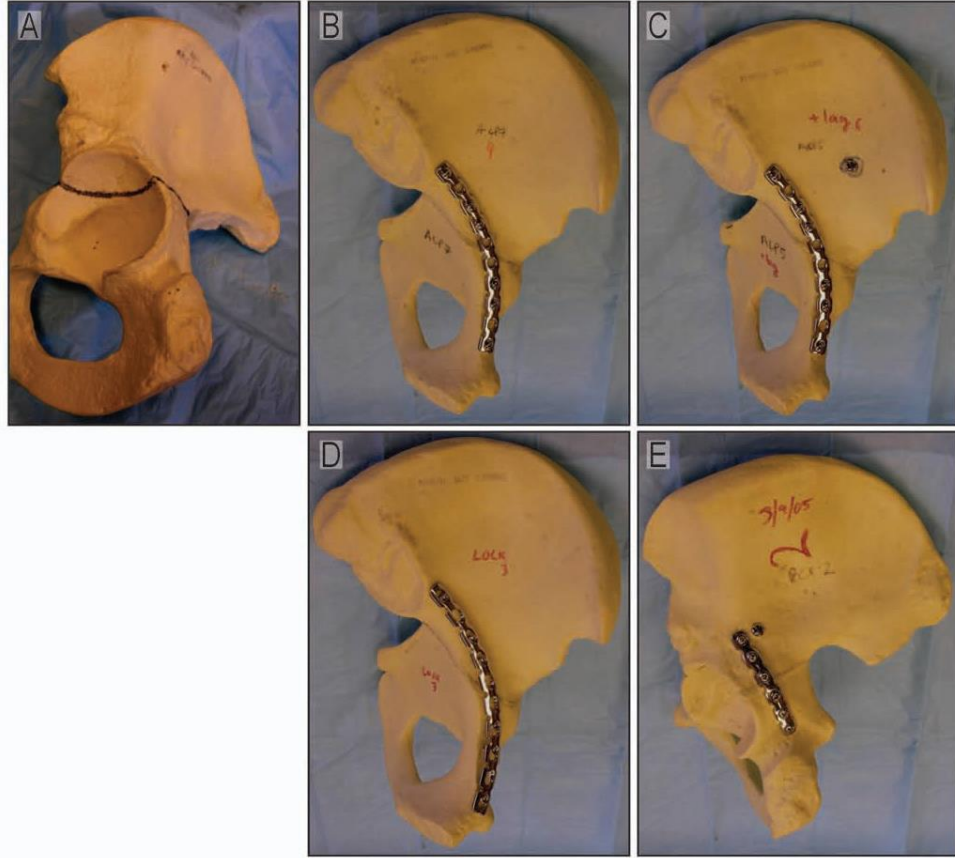
32 adet pelvisin sadece sol tarafı teste tabi tutulmuş olup, kırık çizgisi yaklaşık 2 mm tolerans ile yapılmıştır. Deney kemikleri üzerine aksiyel yönde 800 N' luk yük 6 defa uygulanmıştır. Bir tanesi mekanik denge ve elastikiyet için diğerleri de ölçüm için kullanılmıştır. Ölçüm sistemi olarak ultrason tabanlı 3 boyutlu hareket analizörü kullanılmıştır. Hareket sensörü ve mikrofon yerleştirilerek; yer değiştirme ölçülmüş, 2 mm'den büyük bir değişim kırılma noktası olarak alınmıştır. Şekil 14' de Gras ve ark. kurmuş oldukları deney düzeneği görülmektedir.



Şekil 14. Gras ve Ark. Deney Düzeneği [28]

İlaveten konan infra acetabular vida ile plak ve titanyum vidanın eşit dayanım gösterdiği gözlemlenmiştir. PLLA ve paslanmaz çeliğin iyi performans gösteremediği, PLLA'nın en zayıf plak olduğu görülmüştür. İlave vidadan bağımsız olarak plağın olduğu grup 1'in, diğer sabitleme tekniklerinden daha dayanıklı olduğu görülmüştür. Dayanım olarak sıralandığında; Titanyum vida kullanılan kemiğin en sağlam olduğu daha sonra paslanmaz çelik vidanın geldiği, PLLA vida'nın ise en zayıf sistem olarak çıktığı görülmüştür. F. Gras ve ark. [28], ilaveten konan infra asetabular vidanın yer Grup I'de % 49, Grup II'de %79, Grup III'de %34 ve Grup IV'de %35 oranında yer değiştirmeyi azalttığını göstermiştir.

K. Khajavi ve ark. [29], Asetabulum kırıklarında kilitli plaklar ve vidaların kullanımını gösteren her hangi bir çalışma olmadığından bu çalışmada kilitli olmayan plak ve vida ile sabitlenen kırıklar ile kilitli implant kullanılan yöntemi biyomekanik açıdan karşılaştırmışlardır.

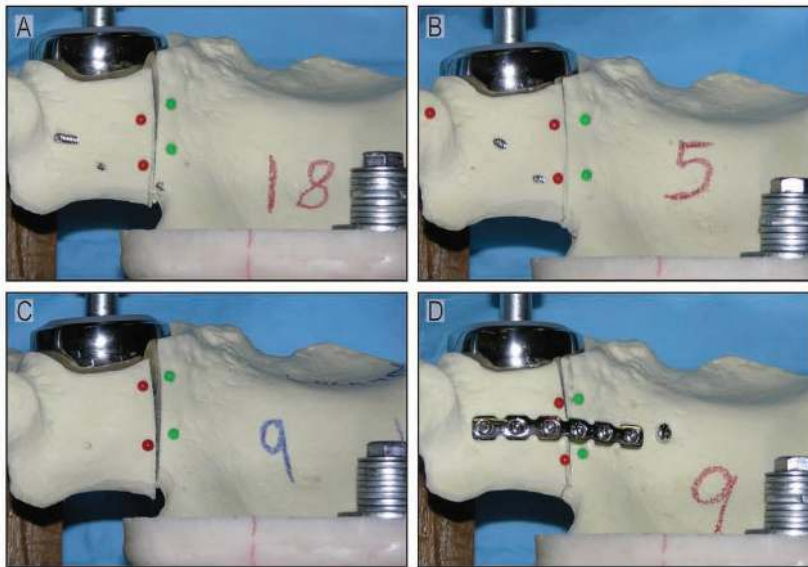


Şekil 15. Kırık modeli ve karşılaştırılacak yöntem ile tedavi edilmiş numuneler [29]

Deney için pelvis şekline sahip poliüretan köpük kullanılmıştır. Transverse asetabular kırık oluşturabilmek için köpükler üzerinde el testeresi ile kırık oluşturulmuş ve bu osteotomi 4 farklı şekilde sabitlemişlerdir. Şekil 15' de (A) ile gösterilmiştir.

1. 10 delikli 3.5 mm anterior kolon rekonstrüksiyon plağı ve 3 adet bicortical vida yardımı ile osteotominin her bir tarafına (ACP), Şekil 15' de (B) ile gösterilmiştir,
2. 10 delikli 3.5 mm anterior kolonkilit mekanizmalı rekonstrüksiyon plağı 3 adet unicortical vida (LOCK), Şekil 15' de (D) ile gösterilmiştir,
3. 10 delikli 3.5 mm anterior kolon rekonstrüksiyon plağı ve 3 adet bicortical vida yardımı ilaveten 4.5mm/120 mm posterior kolon lag vidası (ACPLS), Şekil 15' de (C) ile gösterilmiştir.
4. 6 delikli 3.5 mm posterior kolon rekonstrüksiyon plağı ve 3 adet bicortical vida yardımı ile osteotominin her tarafına ilaveten 4.5 mm/120mm anterior kolon lag vidası (PCPLS), Şekil 15' de (E) ile gösterilmiştir.

Sistemleri kullanılarak oluşturulan kırığa fiksasyon uygulamışlardır. Köpük üzerine hareketi kolay algılayabilmek ve analiz edebilmek için işaretleyiciler yerleştirmişlerdir. Numuneler üzerine yük uygulanırken fotoğraf çekmişlerdir. Fotoğrafın çekim hızı 1000N' a kadar 0.2 mm/sn 'dir. Son olarak numuneler üzerine 2000 N yük uygulanmış ve son fotoğrafı çekmişlerdir. Fotoğrafların analizi için görüntü analizörü kullanmışlardır. Şekil 16' da yük uygulandığı an gösterilmiştir.



Şekil 16. A: ACP, B: ACPLS, C: LOCK, D: PCPLS [29]

Sonuç olarak; Çift kolon sabitlenmiş yapı istatistik olarak tek başına anterior kolon plağından daha rijit bulunmuştur. Sadece anterior lag vidası ile birlikte kullanılan posterior plağı anteriorkilitli plaktan daha rijit bulmuşlardır. Anteriorkilitleme plağı ile lag vidası ile birlikte anterior kolon plağı arasında istatistiki bir fark bulamamışlardır. Yapılan analizlerin sonucunda K. Khajavi ve ark. [29] ; ACPLS, ACP'den % 41, LOCK'dan % 21 daha katı; PCPLS, ACP'den % 53 LOCK'dan %31 daha katı bulmuşlardır. Ayrıca; ACP ile LOCK arasında ve ACPLS ile PCPLS arasında herhangi bir istatistiki fark olmadığını bulmuşlardır.

Bu çalışmada ise pelvisin anterior kolon kırığı tedavisinde kullanılan literatürde altın yöntem olarak bilinen ilioinguinal yaklaşım tedavi metodu ile ilioinguinal yaklaşıma göre cerrahi açıdan avantajları bulunan medial stoppa tedavi yönteminin biyomekanik dayanım yönünden karşılaştırılmasının yapılması amaçlanmıştır.



Şekil 17. Pelvisin İlioinguinal yöntem ve Medial Stoppa yöntemi ile tedavi edilmiş görüntüsü

Şekil 17' de Pelvisin ilioinguinal yöntem ve medial stoppa yöntemi ile tedavi edilmiş görüntüsü bulunmaktadır. Karşıdan bakıldığında sol taraf ilioinguinal yaklaşım ile tedavi edilmiş anterior kolonu, sağ taraf ise medial stoppa yöntemi ile tedavi edilmiş anterior kolonu temsil etmektedir. Bu iki yöntemin aralarındaki fark ise kullanılan plak ve vida sistemlerinin kırığın stabilizasyonu sırasında farklı açılarda yerleştirilmesidir.

2 DENEYSEL YÖNTEM

Anterior kolon kırığının tedavisinde kullanılan ilioinguinal yaklaşım yöntemi ile medial stoppa yönteminin biyomekanik dayanımını karşılaştırmak için sawbone sentetik kemikleri kullanılmıştır. Bu kemik modellerinden toplam 15 adet alınmıştır. Bunlardan 5 tanesinde herhangi bir işlem yapılmamış sadece sentetik kemiklerin yüke verdiği cevap araştırılmıştır. 10 tanesinde ise sentetik pelvislerde her iki anterior kolonda kırık çizgisi oluşturularak alınmış ve bir kolon karşıdan bakıldığında sol taraf, ilioinguinal yaklaşım ile implant yerleştirilerek tedavi edilmiş diğer kolon karşıdan bakılınca sağ taraf, medial stoppa tekniği ile implant yerleştirilerek tedavi edilmiştir.

Ortopedistlerin % 80 'i sağ el % 20'si de sol elini kullanmaktadır. Deneyin doğruluğunu artırmak için implantlar sağ elini kullanan ortopedist tarafından yerleştirilmiştir. Ayrıca, Ortopedist ara vermeden tüm pelvisleri arka arkaya tedavi etmiş bu sayede pelvisler arasında standardizasyon sağlanmaya çalışılmıştır.

2. 1 Numunelere İmplant Yerleştirilmesi

Sentetik pelvis numunelerinden bir kolon ilioinguinal yaklaşım ile diğer kolon ise medial stoppa tekniği ile implant uygulanmıştır. Kullanılan implantlar TST tıbbi aletler firmasının asetabular pelvis plak ve vida enstrümanları kullanılmıştır. Şekil 18. ve Şekil 19 ' da kullanılan implantların resimleri görülmektedir.



Şekil 18. Pelvis asetabulum rekonstrüktif cerrahisi için geliştirilmiş plak

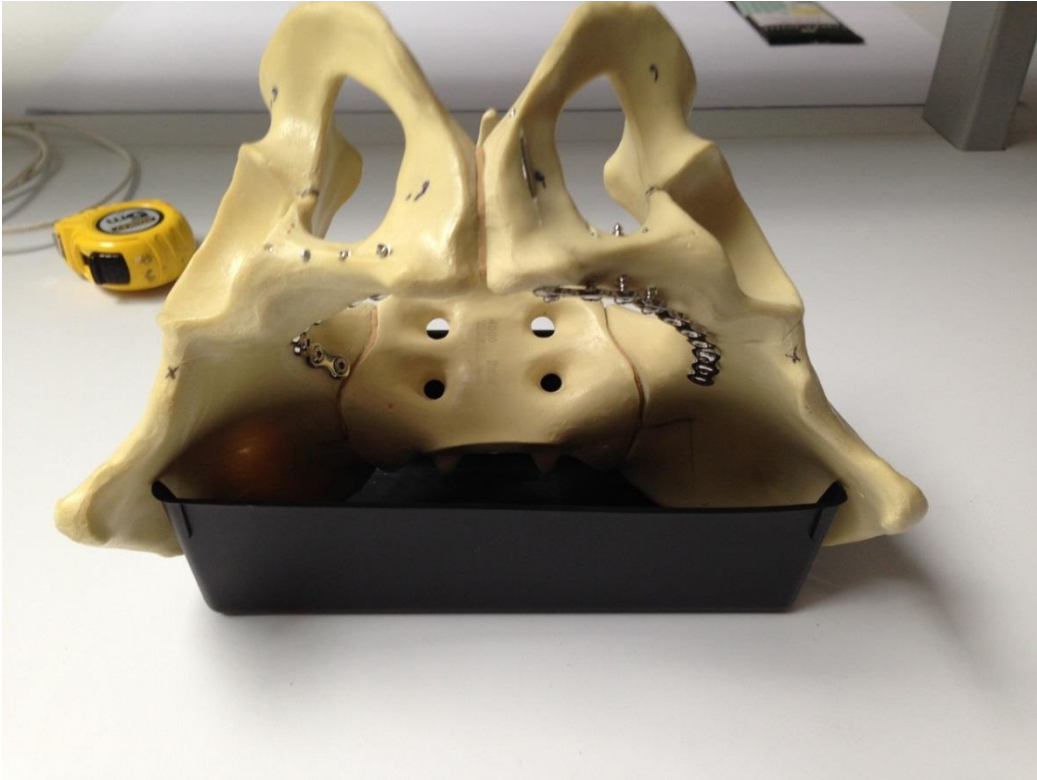


Şekil 19. Düşük profil yapısına sahip kortikal vida

2. 2 Sentetik Pelvislerin Özellikleri ve Deneye Hazırlanışı

Günlük yaşantıda pelvise gelen yükün açısı ile deney düzeneğinde uygulanacak kuvvetin aynı açı ile uygulanması deneyin gerçekliği için zorunludur. Bundan dolayı deney düzeneğinde bu açığı verebilmek için sentetik pelvisler bir kutuya yaklaşık 15° açı verilerek oturtulmuştur. Daha sonra pelvislerin iliyak krestine instron cihazı ile yükü pelvise düzgün bir şekilde uygulayabilmek için ara tutucu yerleştirilmiştir. Hem ara tutucuyu sabitleyebilmek hem de kuvvetin dağılmaması için kutunun üst kısmına pelvisin iliyak krestini içine alacak şekilde polyester dökülmüş ve 24 saat polyesterin sertleşmesi beklenmiştir. Seçilen polyesterin; yoğunluğu 1150 g/cm³, eğilme dayanımı 120 MPa, Elastiklik modülü 2700 MPa, Çekme Dayanımı 65 MPa, Elastiklik modülü ise 3000 MPa 'dır. Kullanılan polyester malzemesi deneyin etkilenmemesi için sentetik pelvis kemiklerinden daha rijit olanı seçilmiştir. Bu işlem 15 adet sawbone pelvise de uygulanmıştır.

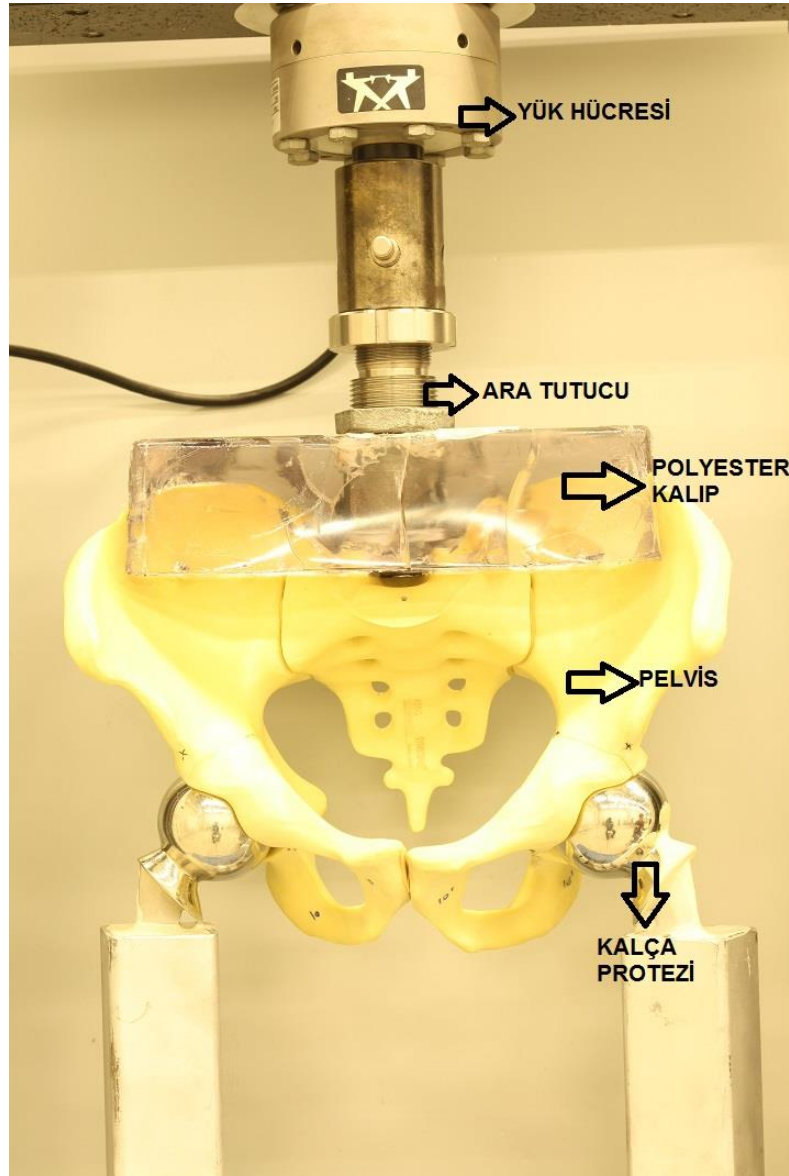
Şekil 20. 'de implante edilmiş numunenin polyester kalıbının nasıl yapıldığı görülmektedir.



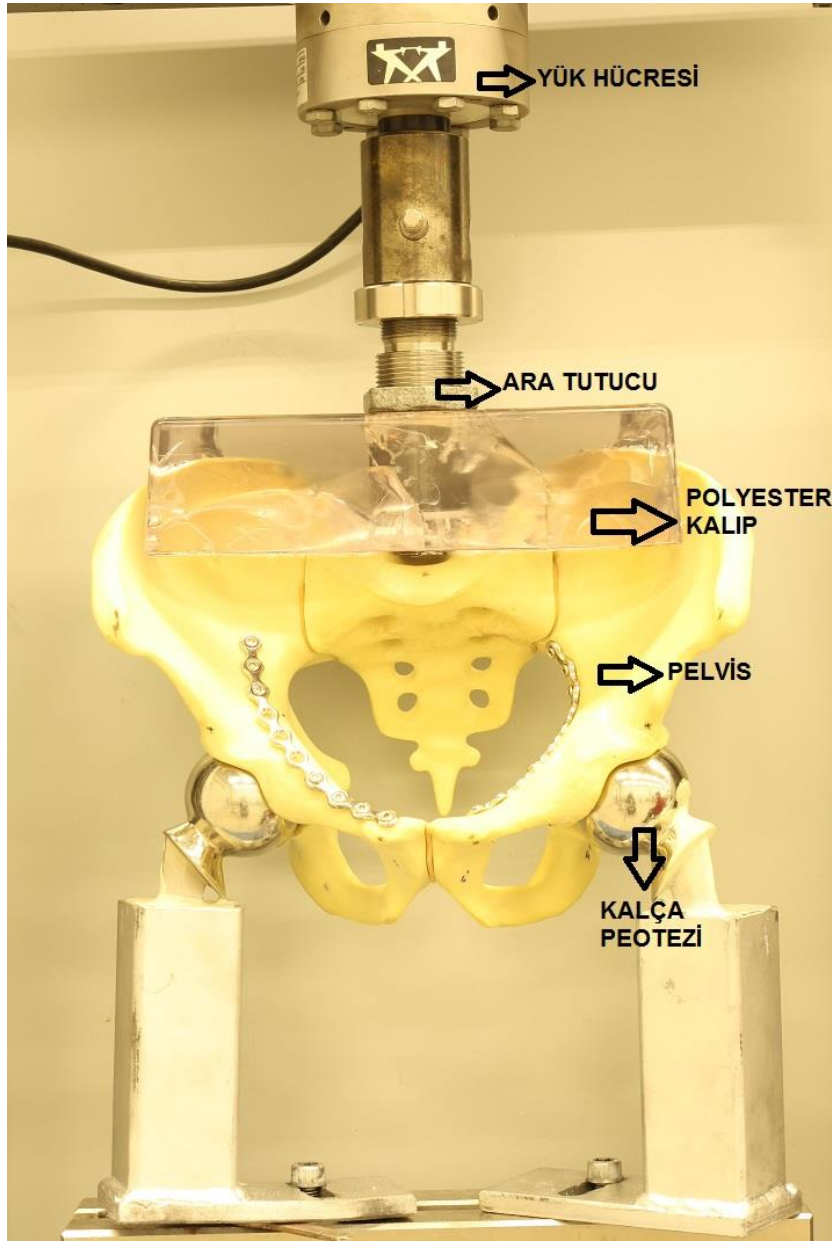
Şekil 20. Polyester dökülmeden önce numunenin görüntüsü

2. 3 Deneyin Uygulanışı

Hazırlanan pelvislere yerleştirilen ara tutucu sayesinde pelvisler yük uygulanacak cihaza Şekil 21. ' de görüldüğü gibi yerleştirilmiştir. Instron 3300, yük uygulama cihazı ile pelvislerin hem implant uygulanmamış numunelerine hem de implant uygulanmış numunelerine aksiyel ekseninde pelvisler kırılincaya kadar yük uygulanmıştır. Aynı zamanda yük uygulanırken eş zamanlı olarak numunenin seri fotoğraf çekimi yapılmıştır. Şekil 21.' de İmplant uygulanmayan sentetik pelvis kemiği deney düzeneği ile şekil 22.' de İmplant uygulanmayan sentetik pelvis kemiği deney düzeneği görülmektedir.



Şekil 21. İmplant uygulanmayan sentetik pelvis kemiği deney düzeneği



Şekil 22. İmplant uygulanan sentetik pelvis kemiği deney düzeneği

ISO 7206-4 standardında total kalça protezlerinin özellikleri ve test koşulları verilmiştir. Normal yaşantımızda pelvis üzerinde karşılaşılan maksimum kuvvet ISO 7206-4 standardında 2.3 kN olarak belirtilmiştir. Deney yapılırken pelvislere kırılıncaya kadar yük uygulandığı için her bir deneyde farklı kuvvette kırılmalar olmuştur. Eldeki verilerden hem implant uygulanmamış modellerin hem de implant uygulanmış modellerin fotoğrafları analiz edilmiş ve standartta belirtilen 2.3 kN değerine gelen fotoğraflar referans alınmıştır. Bu işlem ileride detayları ile anlatılmıştır.

3 DENEYSEL SONUÇLAR

3. 1 Fotoğraf ve Kuvvet –Yer değiştirme Hakkında Genel Bilgi

Tüm deney düzeneklerinde yük uygulanırken eş zamanlı olarak deney düzeneğinin fotoğrafı çekilmiştir. Yük uygulama cihazı dakikada 2 mm ilerleyecek şekilde ayarlanmıştır. Cihaz, kuvvet ile birlikte toplam yer değiştirme miktarını da vermektedir. Bununla birlikte, kuvvet uygulanmaya başlandığı anda fotoğraf çekilmeye başlanmış bittiği anda da çekim durdurulmuştur. Buradan elde edilen bilgilerin analizi ile çizelge 1 oluşturulmuştur. Fotoğraf makinesi olarak Canon FX40 modeli kullanılmıştır. Fotoğraf makinesi 12.1 MP, 35 X optik zoom, sürekli çekimde 10.3 fps, 24 fps’de 1920 x 1080, 30 fps’de 1280 x 720 çözünürlükte yüksek hızlı seri çekim’de yaklaşık 10,3 çekim/sn, fotoğraf çekilebilmektedir.

Çizelge 1. Fotoğraf, Kuvvet –Yer değiştirme analizi çizelgesi

Numune	Yer Değiştirme (mm)	Fotoğraf sayısı (adet)	Dakikada çekilen fotoğraf sayısı	Fotoğraftaki yer değiştirme (mm/foto)
İmplant Uygulanmış Numune 1	8.123	279	68.69	1/34.35
İmplant Uygulanmış Numune 2	4.876	159	65.22	1/32.61
İmplant Uygulanmış Numune 3	4.712	154	65.37	1/32.68
İmplant Uygulanmış Numune 4	4.631	152	65.64	1/32.82
İmplant Uygulanmış Numune 5	5.610	182	64.88	1/32.44
İmplant Uygulanmış Numune 6	5.393	182	67.49	1/33.75
İmplant Uygulanmış Numune 7	5.914	190	64.25	1/32.13
İmplant Uygulanmış Numune 8	5.933	194	65.40	1/32.70
İmplant Uygulanmış Numune 9	4.355	141	64.75	1/32.38
İmplant Uygulanmış Numune 10	2.504	85	67.89	1/33.95
İmplant Uygulanmamış Numune 1	3.323	114	68.61	1/34.31
İmplant Uygulanmamış Numune 2	4.010	132	65.84	1/32.92
İmplant Uygulanmamış Numune 3	4.934	161	65.26	1/32.63
İmplant Uygulanmamış Numune 4	3.307	111	67.13	1/33.57
İmplant Uygulanmamış Numune 5	4.547	148	65.10	1/32.55

Yük uygulama cihazından elde edilen yük yer değiştirme grafiklerinden uygun bir yazılım kullanılarak 2.3 kN kuvvetin uygulandığı andaki yer değiştirme miktarı bulunmuştur. Yer değiştirme bilgisi ile çizelge 3. 1 'deki bilgiler kullanılarak 2.3 kN 'luk kuvvetin uygulandığı anın fotoğrafı bulunmuştur. Aynı zamanda bu bilgiler ışığında 1 kN'luk yük uygulandığındaki yer değiştirme miktarı yani rijitlik bulunmuş olup rijitlik değerleri çizelge 2'de görülmektedir.

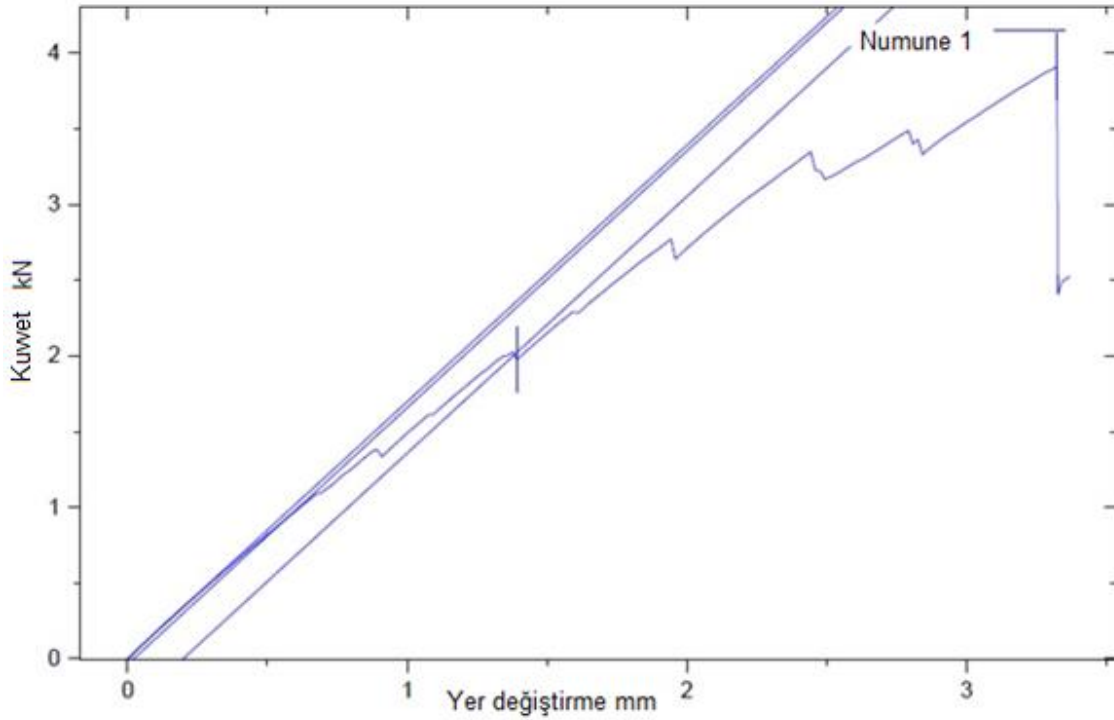
Çizelge 2. Rijitlik çizelgesi

Numune	Bir fotoğraftaki yer değiştirme (mm/foto)	2.3 kN uygulanan fotoğraf	Yer değişimi (mm)
İmplant Uygulanmış Numune 1	1/34.35	100,184	1,2681
İmplant Uygulanmış Numune 2	1/32.61	72,916	0,9229
İmplant Uygulanmış Numune 3	1/32.68	86,602	1,0962
İmplant Uygulanmış Numune 4	1/32.82	75,388	0,9542
İmplant Uygulanmış Numune 5	1/32.44	98,29	1,2441
İmplant Uygulanmış Numune 6	1/33.75	103,95	1,3157
İmplant Uygulanmış Numune 7	1/32.13	99,603	1,2607
İmplant Uygulanmış Numune 8	1/32.70	120,99	1,5314
İmplant Uygulanmış Numune 9	1/32.38	64,311	0,8140
İmplant Uygulanmış Numune 10	1/33.95	60,64	0,7675
İmplant Uygulanmış Numune Ortalama			1,1175
İmplant Uygulanmış Numune Standard Sapma			0,2471
İmplant Uygulanmamış Numune 1	1/34.31	55,65	0,7044
İmplant Uygulanmamış Numune 2	1/32.92	57,05	0,7221
İmplant Uygulanmamış Numune 3	1/32.63	72,5	0,9177
İmplant Uygulanmamış Numune 4	1/33.57	53,41	0,6760
İmplant Uygulanmamış Numune 5	1/32.55	59,84	0,7574
İmplant Uygulanmamış Numune Ortalama			0,7556
İmplant Uygulanmamış Numune Standard Sapma			0,0953

3. 2 Yük-Yer Değiştirme Grafikleri

İmplant uygulanmamış numune ve implant uygulanmış numuneler üzerine kuvvet uygulanırken, kuvvet yer değiştirme grafikleri elde edilmiştir. Aşağıda elde edilen grafiklerden biri bulunmaktadır.

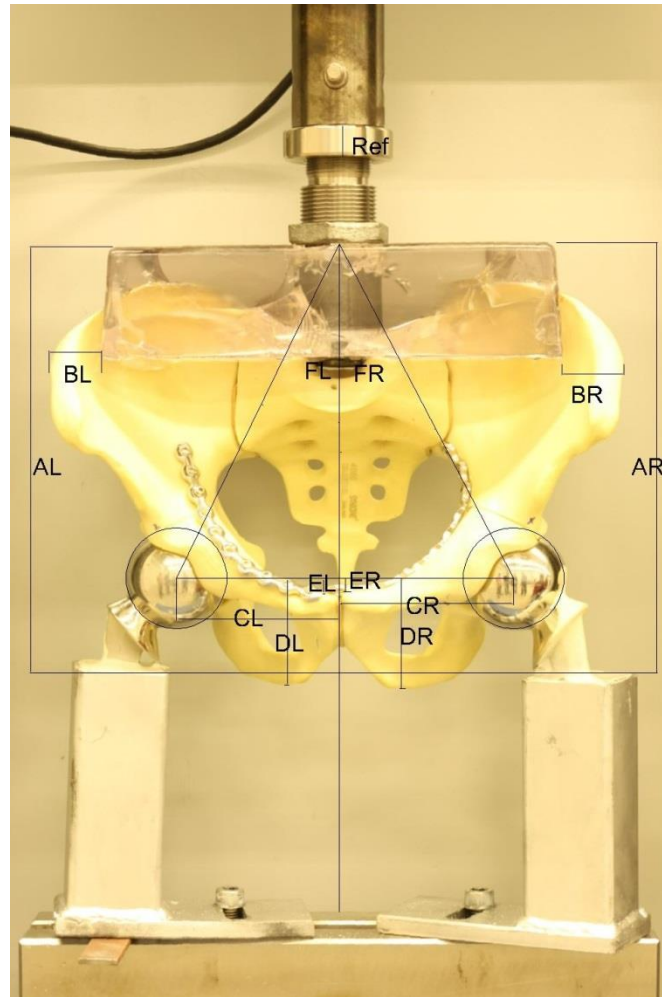
Grafiklerden 2.3 kN'a gelen yer değiştirme miktarı uygun bir yazılım kullanılarak bulunmuş ve Çizelge 1'e göre 2.3 kN uygulandığı anın fotoğrafı belirlenmiştir.



Şekil 23. İmplant uygulanmayan numune-1 Kuvvet-Yer değiştirme grafiği

3. 3 Analiz için İsimlendirme

Çekilen fotoğraflar üzerinde belli noktalar arasındaki mesafeler analiz yapılabilmesi için belirlenmiştir. Yük uygulanmaya başlandığı an ile 2.3 kN' luk kuvvetin uygulandığı anda fotoğraflar üzerinde belirlenen mesafeler llmştir. Bu ölçümlerine rahat algılanması ve yorumlanması için mesafelere isimler verilmiştir.



Şekil 24. İsimlendirme ve ölçüm noktaları

AL: Yükün uygulandığı bağlantı paralel ekseni ile femur ekseni arasındaki mesafe'nin sol kısmı, ilioinguinal yaklaşım ile tedavi edilen kısım,

BL: Anterior superior iliak spine ile polyester prizmanın başladığı nokta arasında soldaki mesafeyi,

CL: Femur'un merkezi ile pubik simfisis'den bağlantı noktasına çizilen dik doğru arasında soldaki mesafeyi,

DL: Femur eksenini ile spina iliaca anterior superior (sias) noktası arasında soldaki mesafeyi,

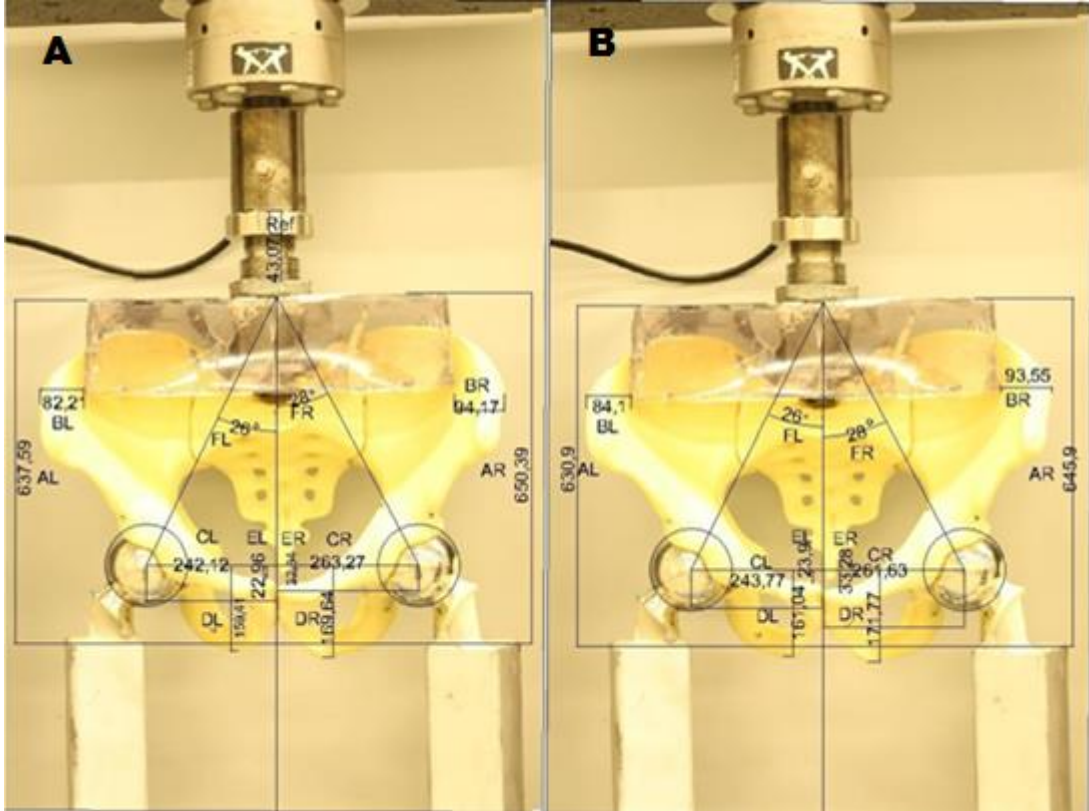
EL: Femur ekseni ile pubic tubercle'nin superioru arasında soldaki mesafeyi,

FL: Femurun merkezi ile pubik simfizis'den bağlantı noktasına çizilen dik doğru arasındaki açıyı temsil etmektedir.

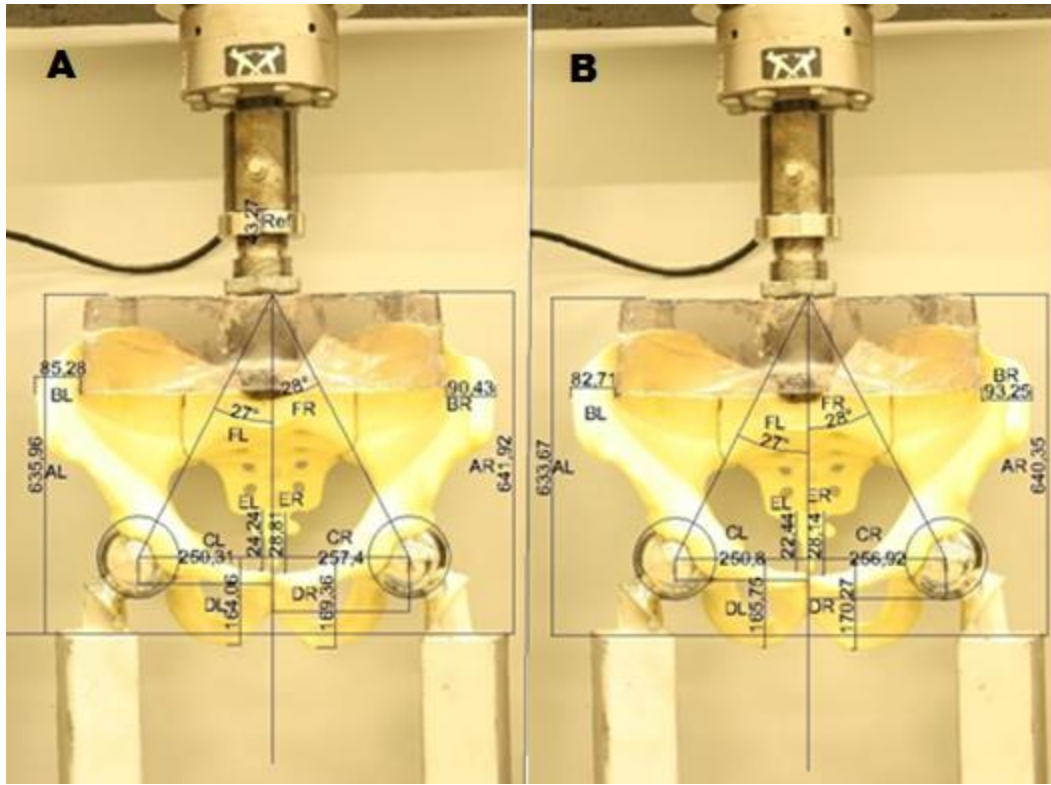
AR, BR, CR, DR, ER, FR ise aynı noktaların karşıdan bakınca sağ tarafı yani Medial Stoppa ile tedavi edilen kısmını temsil etmektedirler.

3. 4 Fotoğraflardan Alınan Ölçümler

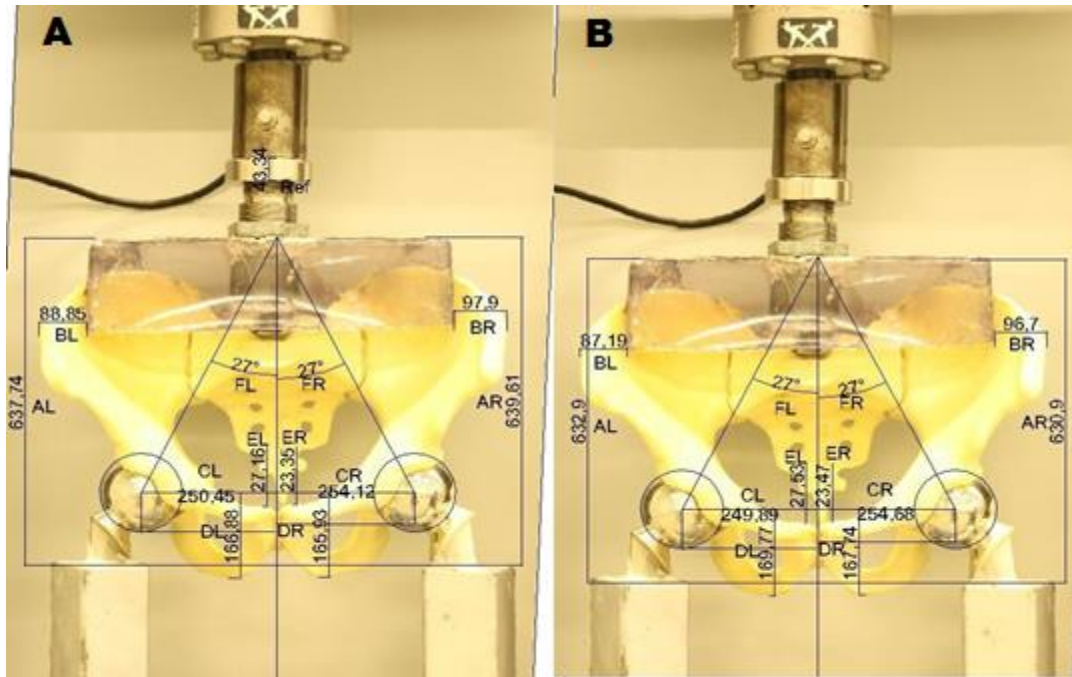
Daha önce de belirtildiği gibi pelvislere yük uygulanırken simültene olarak deney düzeneklerinin fotoğrafları da çekilmiştir. Yük uygulanmaya başlandığı an ile 2.3 kN'luk kuvvetin uygulandığı andaki fotoğraflarda belirlenen ölçümler hangi yöntemin daha katı olduğunu göstermek için uygun bir yazılım yardımı ile çıkarılmıştır. Aşağıda hem implant uygulanmamış numunelere hem de implant uygulanmış numunelere 2,3 kN'luk yükün uygulandığı andaki fotoğraflarda, belirlenen mesafelerin ölçüm sonuçları bulunmaktadır.



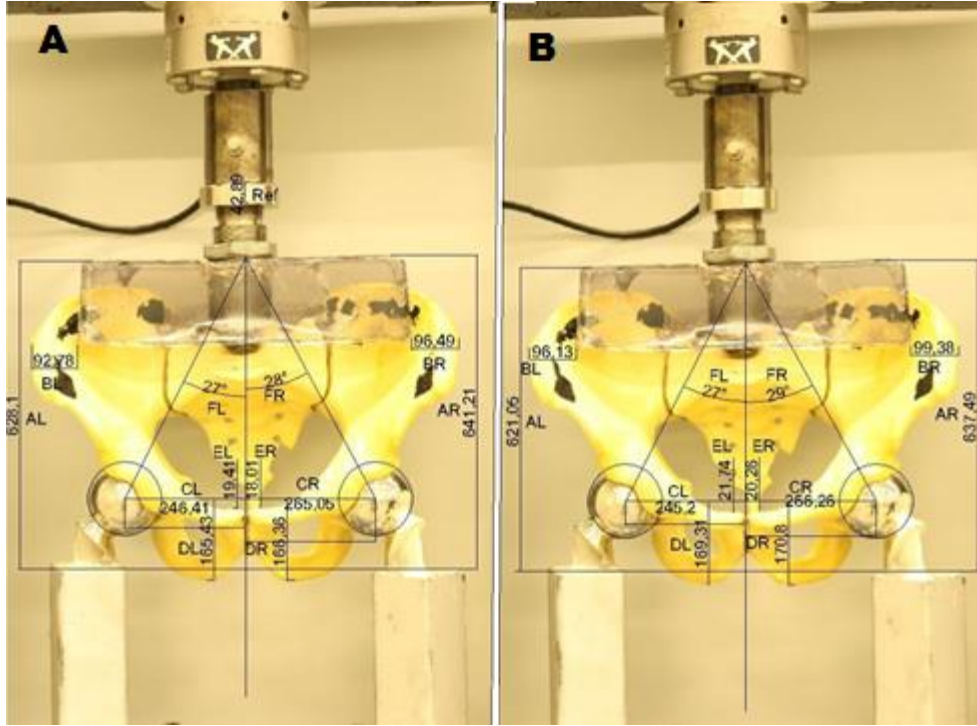
Şekil 25. İmplant uygulanmamış numune-1 Deneyinden alınan ölçümler
A: Kuvvet uygulanmadan önce B: 2.3 kN uygulandığı an



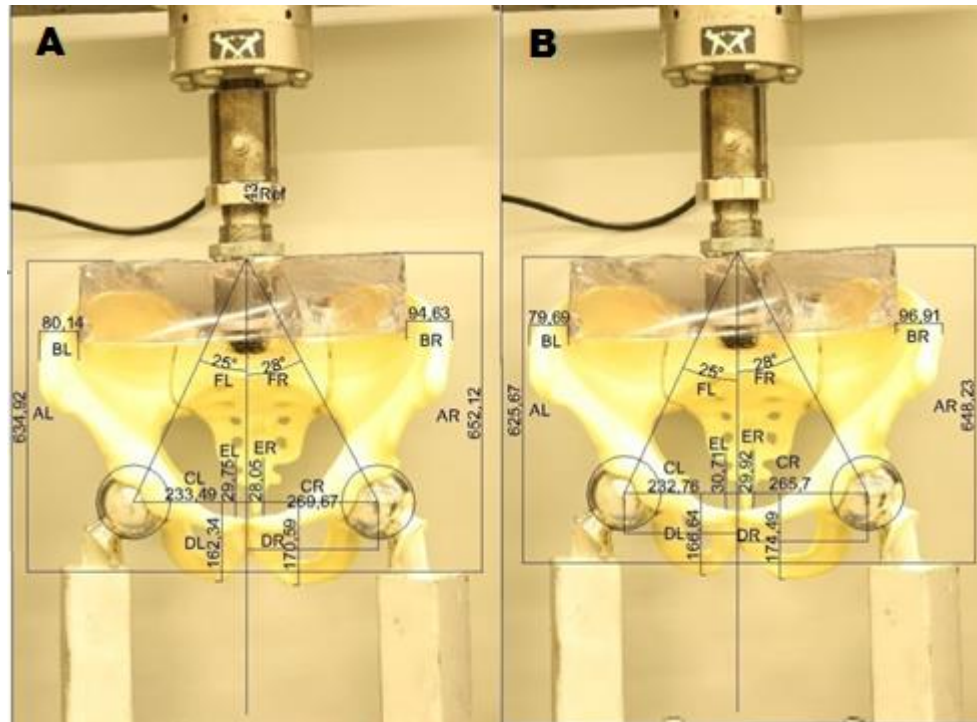
Şekil 26. İmplant uygulanmamış numune-2 Deneyinden alınan ölçümler
A: Kuvvet uygulanmadan önce B: 2.3 kN uygulandığı an



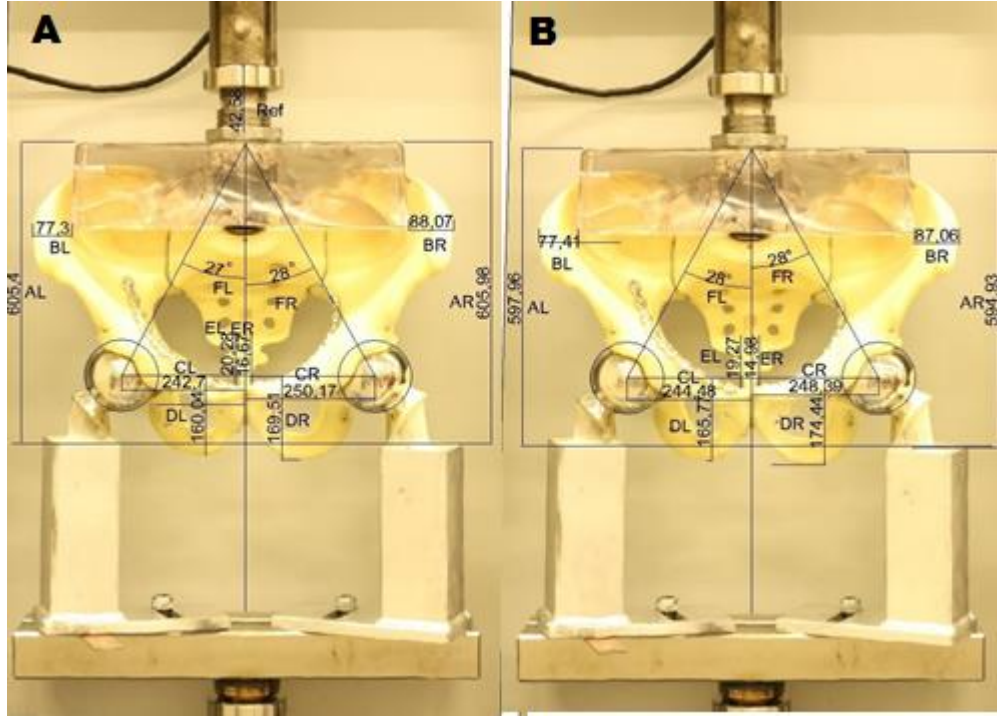
Şekil 27. İmplant uygulanmamış numune-3 Deneyinden alınan ölçümler
A: Kuvvet uygulanmadan önce B: 2.3 kN uygulandığı an



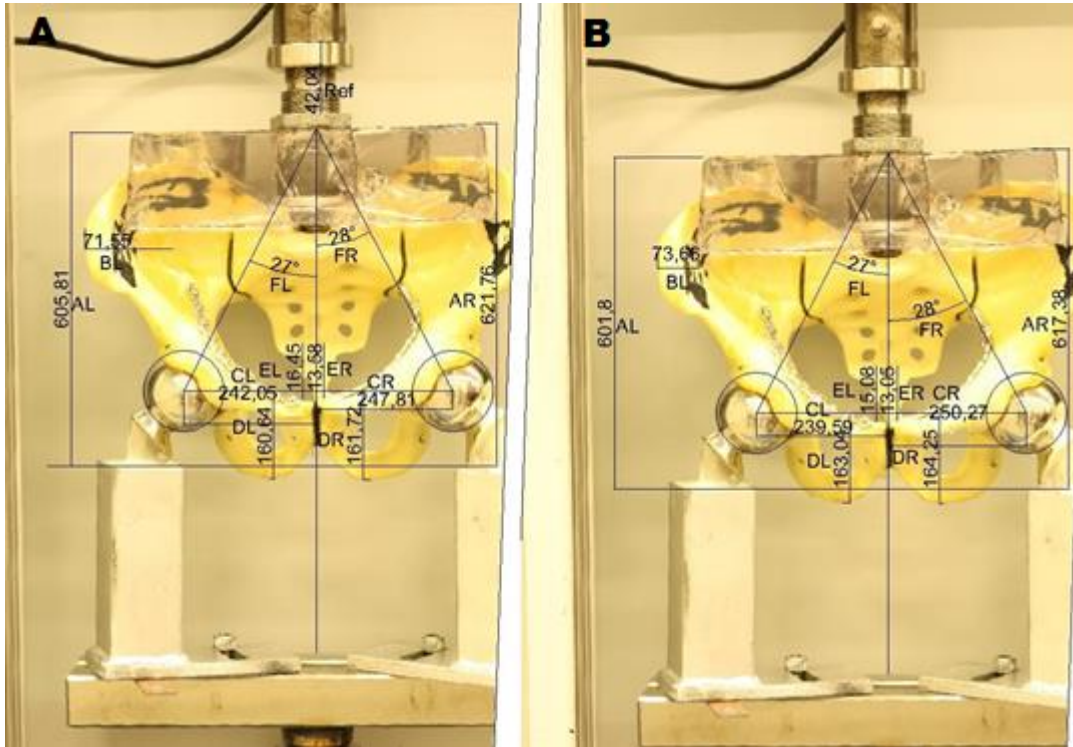
Şekil 28. İmplant uygulanmamış numune-4 Deneyinden alınan ölçümler
A: Kuvvet uygulanmadan önce B: 2.3 kN uygulandığı an



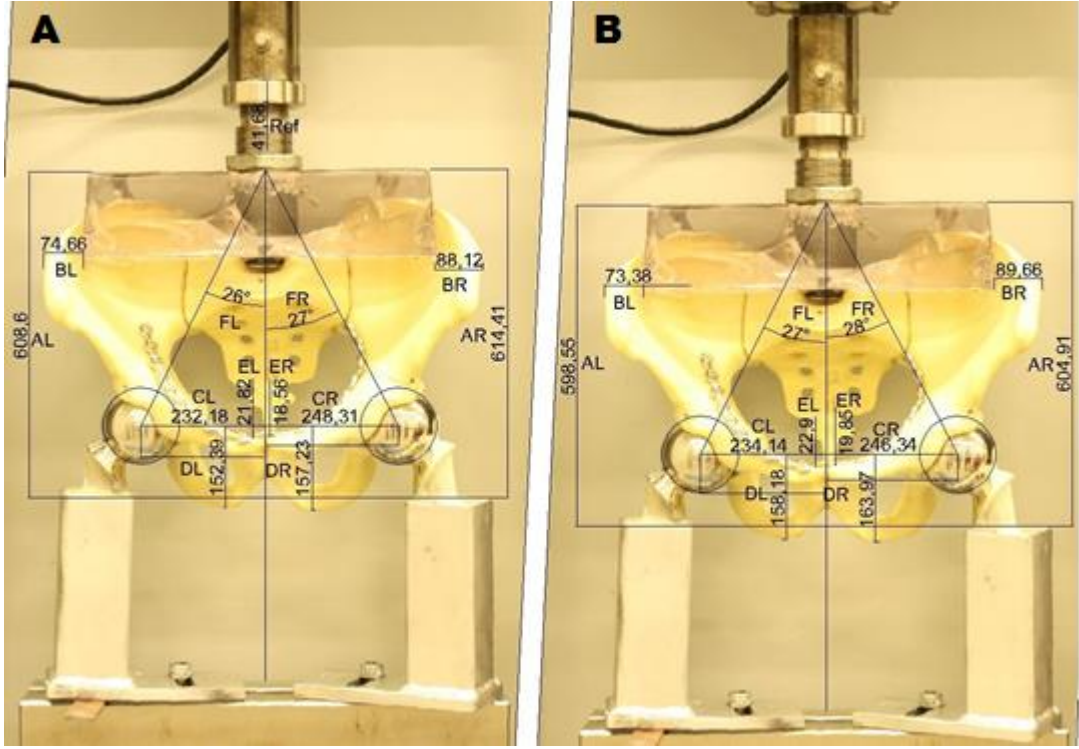
Şekil 29. İmplant uygulanmamış numune-5 Deneyinden alınan ölçümler
A: Kuvvet uygulanmadan önce B: 2.3 kN uygulandığı an



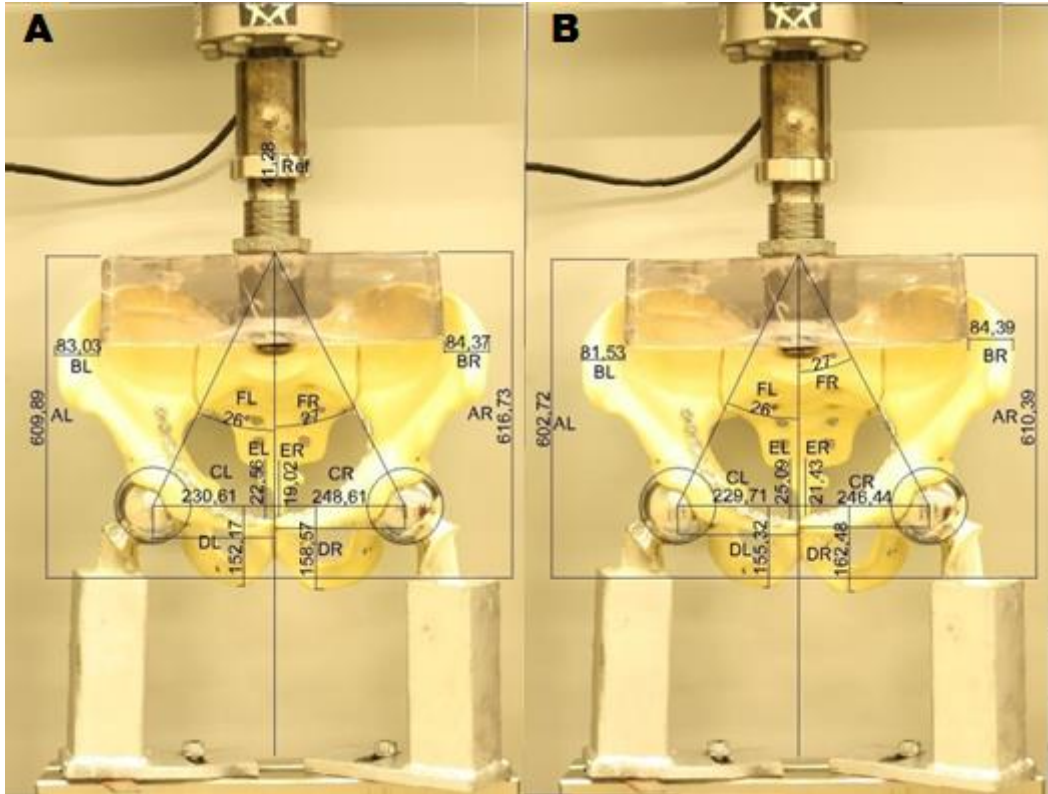
Şekil 30. İmplant uygulanmış numune-1 Deneyinden alınan ölçümler
A: Kuvvet uygulanmadan önce B: 2.3 kN uygulandığı an



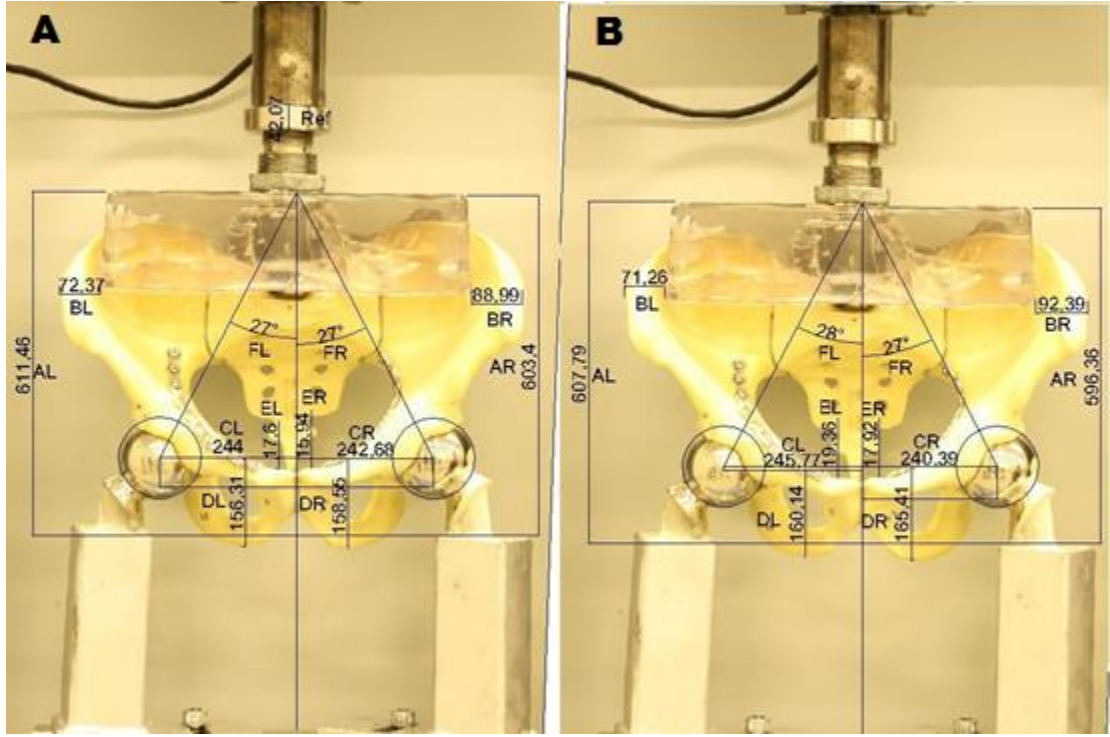
Şekil 31. İmplant uygulanmış numune-2 Deneyinden alınan ölçümler
A: Kuvvet uygulanmadan önce B: 2.3 kN uygulandığı an



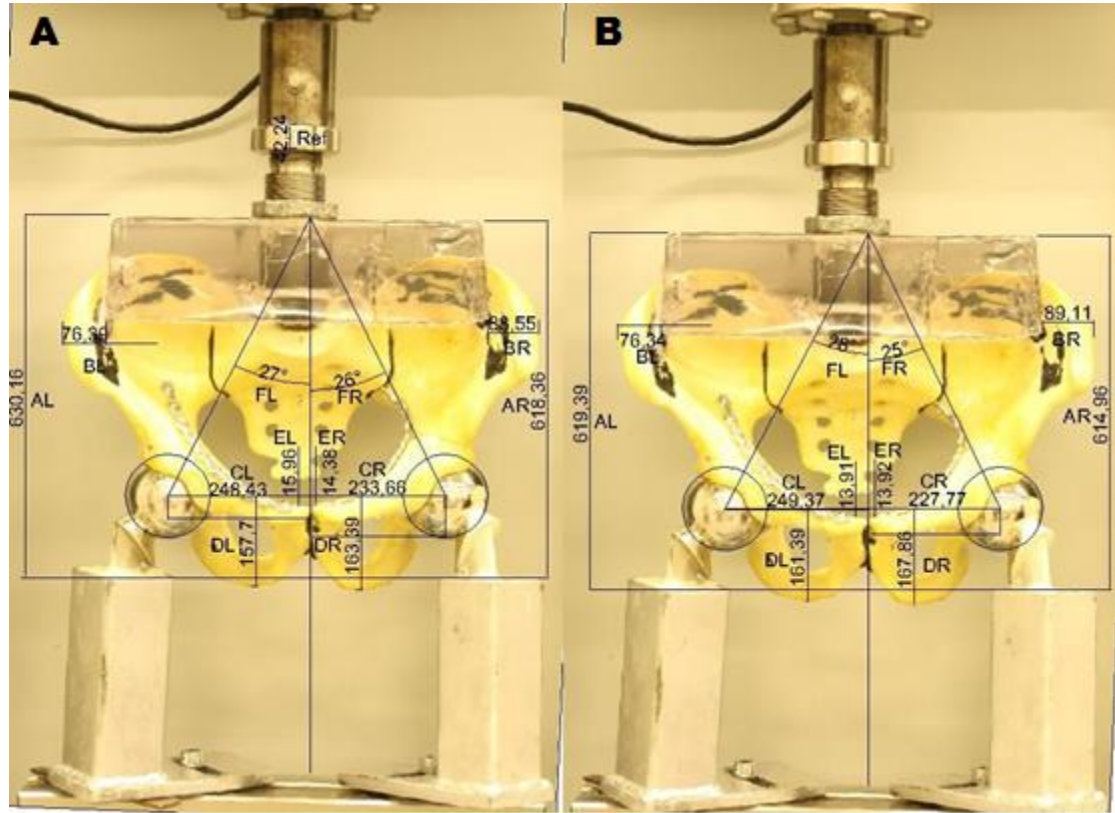
Şekil 32. İmplant uygulanmış numune-3 Deneyinden alınan ölçümler
A: Kuvvet uygulanmadan önce B: 2.3 kN uygulandığı an



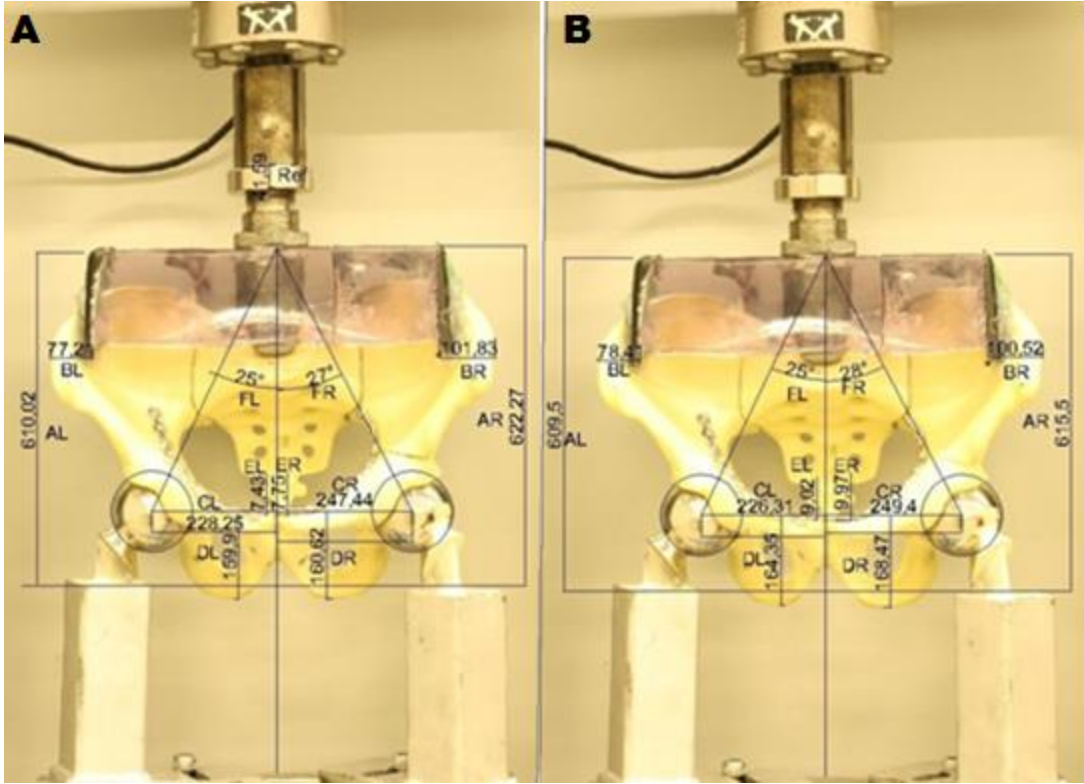
Şekil 33. İmplant uygulanmış numune-4 Deneyinden alınan ölçümler
A: Kuvvet uygulanmadan önce B: 2.3 kN uygulandığı an



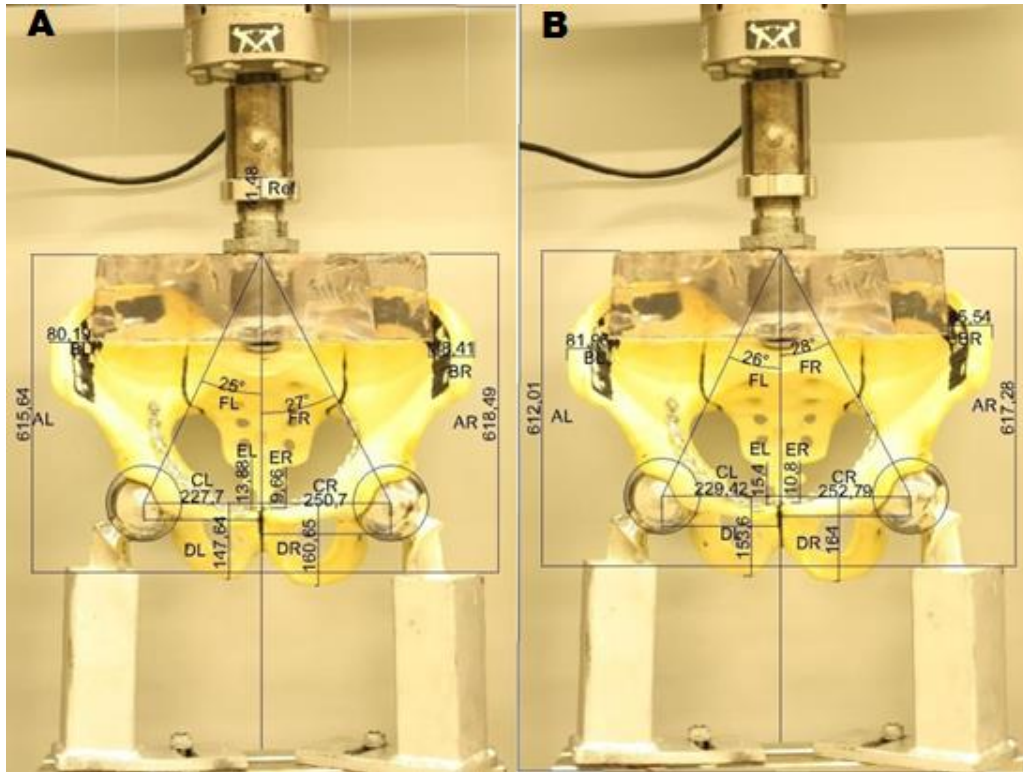
Şekil 34. İmplant uygulanmış numune-5 Deneyinden alınan ölçümler
A: Kuvvet uygulanmadan önce B: 2.3 kN uygulandığı an



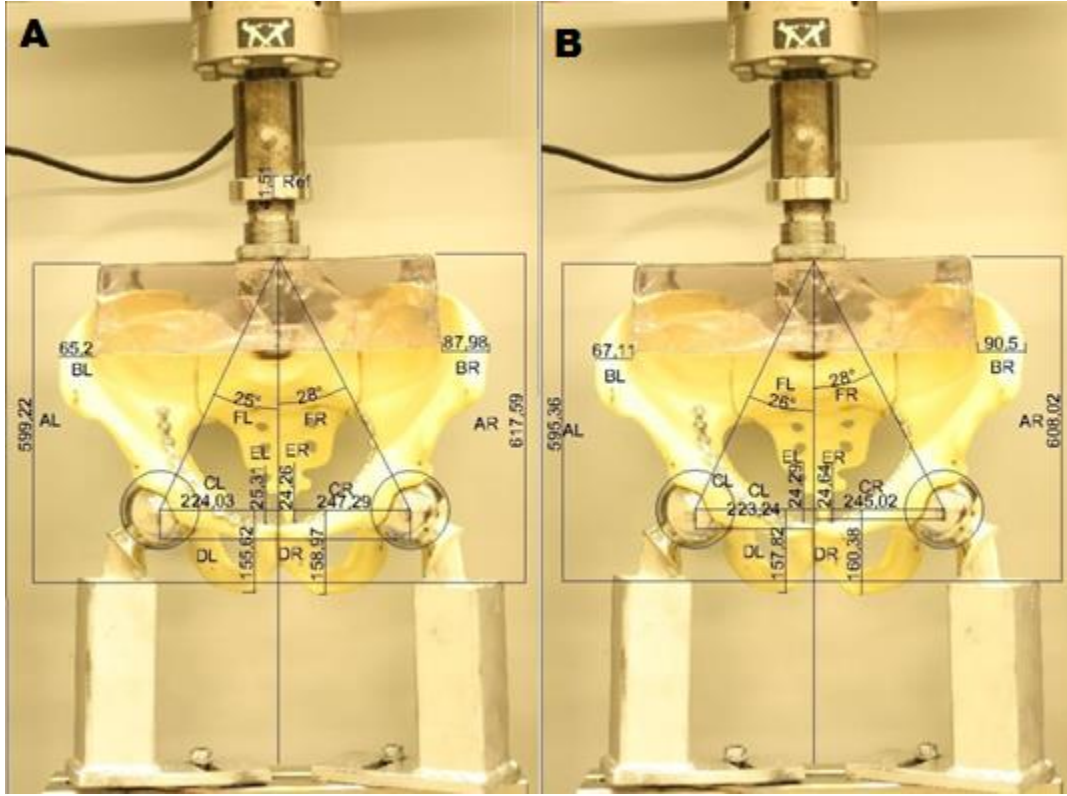
Şekil 35. İmplant uygulanmış numune-6 Deneyinden alınan ölçümler
A: Kuvvet uygulanmadan önce B: 2.3 kN uygulandığı an



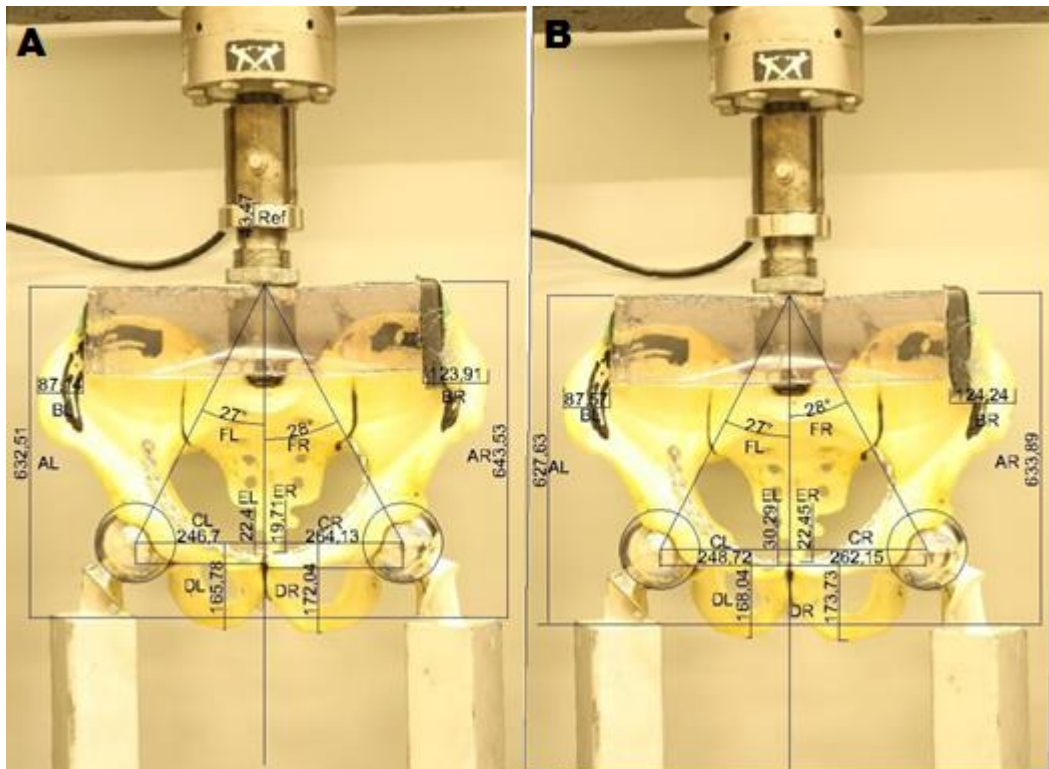
Şekil 36. İmplant uygulanmış numune-7 Deneyinden alınan ölçümler
A: Kuvvet uygulanmadan önce B: 2.3 kN uygulandığı an



Şekil 37. İmplant uygulanmış numune-8 Deneyinden alınan ölçümler
A: Kuvvet uygulanmadan önce B: 2.3 kN uygulandığı an



Şekil 38. İmplant uygulanmış numune-9 Deneyinden alınan ölçümler
A: Kuvvet uygulanmadan önce B: 2.3 kN uygulandığı an



Şekil 39. İmplant uygulanmış numune-10 Deneyinden alınan ölçümler
A: Kuvvet uygulanmadan önce B: 2.3 kN uygulandığı an

3. 5 Ölçüm Sonuçları

Yukarıda belirtilen mesafelerin uygun bir yazılım kullanılarak yapılan ölçüm sonuçları aşağıda çizelgeler halinde verilmektedir. Kalınlığını bilinen malzeme kullanılarak yazılımın verdiği sonuçlar oran orantı kullanılarak milimetre birimine çevrilmiştir. İmplant uygulanmamış numuneye yük uygulanmadan önce ve sonra belirtilen mesafelerin ölçüm sonuçları aşağıdaki gibidir.

Çizelge 3. İmplant uygulanmamış numunelere yük uygulanmadan önce ilioinguinal yaklaşım ile tedavi edilecek kısmın ölçüm sonuçları

Numune	1	2	3	4	5
AL(mm)	222,05	220,46	220,72	219,67	221,48
BL(mm)	28,63	29,56	30,75	32,45	27,96
CL(mm)	84,32	86,77	86,68	86,18	81,45
DL(mm)	55,52	56,87	57,76	57,86	56,63
EL(mm)	8,00	8,40	9,40	6,79	10,38
FL(°)	26,00	27,00	27,00	27,00	25,00

Çizelge 4. İmplant uygulanmamış numunelere yük uygulanmadan önce Medial Stoppa yöntemi ile tedavi edilecek kısmın ölçüm sonuçları

Numune	1	2	3	4	5
AL(mm)	226,51	222,53	221,37	224,25	227,48
BL(mm)	32,80	31,35	33,88	33,75	33,01
CL(mm)	91,69	89,23	87,95	92,70	94,07
DL(mm)	59,08	58,71	57,43	58,18	59,51
EL(mm)	11,37	9,99	8,08	6,30	9,78
FL(°)	28,00	28,00	27,00	28,00	28,00

Çizelge 5. İmplant uygulanmamış numunelere yük uygulandıktan sonra ilioinguinal yaklaşım ile tedavi edilecek kısmın ölçüm sonuçları

Numune	1	2	3	4	5
AL(mm)	219,72	219,67	219,05	217,20	218,26
BL(mm)	29,29	28,67	30,18	33,62	27,80
CL(mm)	84,90	86,94	86,49	85,75	81,20
DL(mm)	56,09	57,46	58,76	59,21	58,13
EL(mm)	8,32	7,78	9,53	7,60	10,71
FL(°)	26,00	27,00	27,00	27,00	25,00

Çizelge 6. İmplant uygulanmamış numunelere yük uygulandıktan sonra Medial Stoppa yöntemi ile tedavi edilecek kısmın ölçüm sonuçları

Numune	1	2	3	4	5
AL(mm)	224,95	221,98	218,35	222,95	226,13
BL(mm)	32,58	32,33	33,47	34,76	33,81
CL(mm)	91,12	89,06	88,14	93,12	92,69
DL(mm)	59,82	59,03	58,05	59,73	60,87
EL(mm)	11,59	9,76	8,12	7,09	10,44
FL(°)	28,00	28,00	27,00	29,00	28,00

İmplant uygulanmış numuneler yük uygulanmadan önce ve sonra belirtilen mesafelerin ölçüm sonuçları aşağıdaki gibidir.

Çizelge 7. İmplant uygulanmış numunelere yük uygulanmadan önce belirtilen mesafelerin ilioinguinal yaklaşım ile tedavi edilen kısmın ölçüm sonuçları

Numune	1	2	3	4	5
AL(mm)	213,27	216,15	219,03	221,62	218,02
BL(mm)	27,23	25,53	26,87	30,17	25,80
CL(mm)	85,50	86,36	83,56	83,80	87,00
DL(mm)	56,51	57,32	54,84	55,29	55,73
EL(mm)	7,14	5,87	7,85	8,20	6,28
FL(°)	27	27	26	26	27

Numune	6	7	8	9	10
AL(mm)	223,78	220,01	222,63	216,53	218,26
BL(mm)	27,13	27,85	29,00	23,56	30,07
CL(mm)	88,40	82,32	82,34	80,96	85,13
DL(mm)	56,00	57,67	53,39	56,23	57,20
EL(mm)	5,67	2,68	5,02	9,15	7,73
FL(°)	27	25	25	25	27

Çizelge 8. İmplant uygulanmış numunelere yük uygulanmadan önce belirtilen mesafelerin Medial Stoppa yöntemiyle tedavi edilen kısmın ölçüm sonuçları

Numune	1	2	3	4	5
AL(mm)	213,47	221,85	221,12	224,10	215,14
BL(mm)	31,03	0,00	31,71	30,66	31,73
CL(mm)	88,13	88,42	89,36	90,34	86,53
DL(mm)	59,71	57,70	56,58	57,62	56,53
EL(mm)	5,87	5,49	6,68	6,91	5,68
FL(°)	28	28	27	27	27

Çizelge 8 devam ediyor.

Numune	6	7	8	9	10
AL(mm)	219,59	224,43	223,66	223,17	222,06
BL(mm)	31,45	36,73	31,97	31,79	42,76
CL(mm)	82,98	89,24	90,66	89,36	91,14
DL(mm)	58,02	57,93	58,09	57,45	59,37
EL(mm)	5,11	2,80	3,49	8,77	6,80
FL(°)	26	27	27	28	28

Çizelge 9. İmplant uygulanmış numunelere yük uygulandıktan sonra belirtilen mesafelerin ilioinguinal yaklaşım ile tedavi edilen kısmın ölçüm sonuçları

Numune	1	2	3	4	5
AL(mm)	210,65	214,72	215,41	219,01	216,71
BL(mm)	27,27	26,28	26,41	29,63	25,41
CL(mm)	86,12	85,49	84,26	83,47	87,63
DL(mm)	58,40	58,17	56,93	56,44	57,10
EL(mm)	6,79	5,38	8,24	9,12	6,90
FL(°)	28	27	27	26	28

Numune	6	7	8	9	10
AL(mm)	219,95	219,82	221,32	215,14	216,57
BL(mm)	27,11	28,28	29,64	24,25	30,22
CL(mm)	88,55	81,62	82,96	80,67	85,82
DL(mm)	57,31	59,28	55,54	57,03	57,98
EL(mm)	4,94	3,25	5,57	8,78	10,45
FL(°)	28	25	26	26	27

Çizelge 10. İmplant uygulanmış numunelere yük uygulandıktan sonra belirtilen mesafelerin Medial Stoppa yöntemi tedavi edilen kısmın ölçüm sonuçları

Numune	1	2	3	4	5
AL(mm)	209,58	220,28	217,70	221,80	212,63
BL(mm)	30,67	0,00	32,27	30,66	32,94
CL(mm)	87,50	89,30	88,65	89,55	85,71
DL(mm)	61,45	58,60	59,01	59,04	58,98
EL(mm)	5,28	4,66	7,14	7,79	6,39
FL(°)	28	28	28	27	27

Çizelge 10 devam ediyor.

Numune	6	7	8	9	10
AL(mm)	218,38	221,99	223,22	219,71	218,73
BL(mm)	31,64	36,25	30,93	32,70	42,87
CL(mm)	80,88	89,95	91,41	88,54	90,46
DL(mm)	59,61	60,76	59,31	57,95	59,95
EL(mm)	4,94	3,60	3,91	8,90	7,75
FL(°)	25	28	28	28	28

3. 6 Verilerin Değerlendirilmesi ve İstatistiksel Analiz

Deneyde elde edilen ölçüm sonuçlarının anlamlı olup olmadığını belirleyebilmek için verilere student t testi yapılmıştır. İlioinguinal yaklaşım ile Medial Stoppa tekniği arasında hangi yöntemin daha katı olduğunu ortaya koymak için student t testi hangi ölçüm sonuçlarının anlamlı olduğunu gösterecek olup bu parametrelere bakılarak yorum yapılmıştır.

3. 6. 1 İmplant uygulanmamış numune deneyi analizleri ve sonuçları

İmplant uygulanmamış numune deneyinde aynı mesafelerin yük uygulanmadan önce alınan sonuçları ile yük uygulandıktan sonraki sonuçlarında anlamlı bir farklılık olup olmadığı ile ilgili analiz yapılmıştır. İstatistiksel analizi sonucu çizelge 11 'deki sonuç çıkmıştır. Bu çizelgede, $P(T \leq t)$ iki-uçlu değişken 1 değeri p değeri olarak belirtilmektedir. Bu değer 0.05'in altında olduğunda analizi yapılan değer anlamlı olduğu anlamına gelmektedir. Çizelge 11 'de implant uygulanmamış numune deneyinde yük uygulanmadan önce ve yük uygulandıktan sonra AL değerinin birbiri ile olan analizi sonucu bulunmaktadır. Tüm değerlere aynı işlem uygulanmış ve çizelge 12 'de uygulanan mesafelerin p değerleri bulunmaktadır. (p değeri tüm analizlerde 0.05 olarak alınmıştır.)

Çizelge 11. AL ölçümünün analiz sonucu

t-Test: Farklı Varyanslar Varsayarak İki Örnek		
	<i>Değişken 1</i>	<i>Değişken 2</i>
Ortalama	220,878	218,780
Varyans	0,853	1,129
Gözlem	5	5
Öngörülen Ortalama Farkı	0	
df	8	
t Stat	3,332	
P(T<=t) tek-uçlu	0,005	
t Kritik tek-uçlu	1,860	
P(T<=t) iki-uçlu	0,010	
t Kritik iki-uçlu	2,306	

Çizelge 12. İmplant uygulanmamış numune deneyinde yük uygulanmadan önce ve yük uygulandıktan sonra aynı değerlerin birbirleriyle analiz sonuçları

Parametre	<i>p</i>
AL	0,010*
BL	0,975
CL	0,986
DL	0,187
EL	0,823
FL	1,000
AR	0,405
BR	0,513
CR	0,845
DR	0,158
ER	0,811
FR	0,610

Yapılmış olan analizde implant uygulanmamış numune deney sonuçlarından hem Medial Stoppa tekniği ile tedavi edilen kısımdan hem de ilioinguinal yaklaşım ile tedavi edilen kısımdan alınan ölçüm sonuçlarına student t testi uygulandığında sadece AL değerinin $P(T \leq t)$ iki-uçlu değeri p değerinden küçük çıkmış olup bundan dolayı AL mesafesinin deney için anlamlı bir mesafe olduğu ortaya konmuştur. Diğer mesafelerde $P(T \leq t)$ iki-uçlu değeri p değerinden büyük olduğu için bu değerlerin anlamlı bir değer olmadığı ortaya çıkmıştır.

İmplant uygulanmamış numune deneyinde yük uygulanmadan önce ilioinguinal yaklaşım ile tedavi edilen kısımdaki değerler ile Medial Stoppa tekniği ile tedavi edilen kısımdaki değerlerine de student t testi yapılmıştır. Test sonucunda çizelge 13 'de p değerleri gözükmemektedir.

Çizelge 13. İmplant uygulanmamış numune deneyinde yük uygulanmadan önceki değerlerin analiz sonuçları

Parametre	p
AL-AR	0,034*
BL-BR	0,015*
CL-CR	0,004*
DL-DR	0,018*
EL-ER	0,647
FL-FR	0,020*

Student t testi sonuçlarına göre; AL-AR, BL-BR, CL-CR ve DL-DR mesafelerinde ve FL-FR açılarında anlamlı bir farklılık olduğu ortaya çıkmıştır.

İmplant uygulanmamış numune deneyinde yük uygulandıktan sonra ilioinguinal yaklaşım ile tedavi edilen kısımdaki değerler ile Medial Stoppa tekniği ile tedavi edilen kısımdaki değerlerine de student t testi yapılmıştır. Test sonucunda çizelge 14 'de p değerleri gözükmemektedir.

Çizelge 14. İmplant uygulanmamış numune deneyinde yük uygulandıktan sonraki değerlerin analiz sonuçları

Parametre	p
AL-AR	0,035*
BL-BR	0,025*
CL-CR	0,004*
DL-DR	0,060
EL-ER	0,561
FL-FR	0,014*

Student t testi sonuçlarına göre AL-AR, BL-BR ve CL-CR mesafelerinin ve FL-FR açılarının p değerleri 0.05'den düşük çıktığı için bu değerler anlamlı olarak değerlendirilmektedir.

3. 6. 2 İmplant uygulanmış numune deney analizleri ve sonuçları

İmplant uygulanmış numune deneyinde yük uygulanmadan önce ve yük uygulandıktan sonra aynı değerlerin birbirleri ile analizleri yapılmış ve p değerleri çizelge 15 'de görülmektedir.

Çizelge 15. İmplant uygulanmış numune deneyi analiz sonuçları

Parametre	p
AL	0,179
BL	0,889
CL	0,910
DL	0,017*
EL	0,680
FL	0,187
AR	0,190
BR	0,982
CR	0,735
DR	0,003*
ER	0,732
FR	0,600

Student t testi sonuçlarına göre; DL ve DR mesafeleri deney için anlamlı bir mesafedir.

İmplant uygulanmış numune deneyinde yük uygulamadan önce ilioinguinal yaklaşım ile tedavi edilen kısımdaki değerler ile Medial Stoppa tekniği ile tedavi edilen kısımdaki değerlerin analizleri yapılmış ve çizelge 16 'da p değerleri gözükmemektedir.

Çizelge 16. İmplant uygulanmış numune deneyinde yük uygulanmadan önceki değerlerin analiz sonuçları

Parametre	p
AL-AR	0,233
BL-BR	0,476
CL-CR	0,001*
DL-DR	0,002*
EL-ER	0,334
FL-FR	0,007*

Student t testi sonuçlarına göre; CL-CR ve DL-DR mesafelerinin ve FL-FR açılarının anlamlı olduğu ortaya çıkmıştır.

İmplant uygulanmış numune deneyinde yük uygulandıktan sonra ilioinguinal yaklaşım ile tedavi edilen kısımdaki değerler ile Medial Stoppa tekniği ile tedavi edilen kısımdaki değerlerin analizleri yapılmış ve çizelge 17 'de p değerleri gözükmemektedir.

Çizelge 17. İmplant uygulanmış numune deneyinde yük uygulandıktan sonraki değerlerin analiz sonuçları

Parametre	p
AL-AR	0,395
BL-BR	0,479
CL-CR	0,011*
DL-DR	0,0003*
EL-ER	0,330
FL-FR	0,136

Student t testi sonuçlarına göre; CL-CR ve DL-DR mesafelerinin anlamlı olduğu ortaya çıkmıştır.

4 TARTIŞMA ve SONUÇ

Intrapelvik yaklaşımlara rağmen asetabulum kırıklarının tedavisi yaklaşık kırk yıldır gelişmekte olup tedavi yöntemi hala gelişmeye açıktır. İlioinguinal yaklaşım yönteminin, intrapelvik yaklaşımlarda en sık kullanılan yöntem, asetabulumdaki kırığa anteriordan ve transvers düzlemden rahat ulaşılabilmesi, vasküler hasar oluşmasında düşük risk sahibi olması ve düşük oranda normalden farklı yerde kemikleşme oluşması gibi avantajları vardır. [3, 8, 30]

Fakat anterior kolon kırığında, cerrahi alandaki komplike anatomik yapılar yüzünden bu yöntemi cerrahın öğrenmesi çok zordur. Çalışma alanındaki darlık ve kırığa ulaşmadaki zorluklar yüzünden kırığın sabitlenmesinde dolaylı yöntemler sıklıkla kullanılmaktadır. Bu sebepler yüzden asetabulumun medyal duvarına ulaşmada medial stoppa yöntemi geliştirilmiştir. [31-33]

Yong Liu ve ark. Asetabular kırık tedavisinde modifiye stoppa yaklaşımı üzerine bir çalışma gerçekleştirmişlerdir [31]. Bu çalışmada asetabulum kırığı olan 29 hastanın tedavileri modifiye stoppa yöntemi ile tedavi etmiş ve ortalama 18 ay boyunca takibini yapmışlardır. Tüm hastalarda operasyon ortalama olarak 155 dakika sürmüş, 950 mL kan kaybı olmuştur. Operasyon sırasında veya sonrasında tüm hastalara iki ünite kırmızı kan hücresi verilmiştir. 29 hastanın, 24'ünde kaynaşma sağlanmış, dört tanesinde tatmin edici kaynaşma olmuş bir tanesinde ise kaynaşma istenen seviyede olmamıştır. Yong Liu ve ark.'na göre modifiye stoppa yönteminin cerrahi açıdan büyük avantajları vardır. Bu yöntem cerrahi olarak ilioinguinal yaklaşım ile tedaviye göre kıyaslanabilir bir yöntemdir. Bu yöneme göre az sayıda hasta tedavi edilmiş olup daha iyi olabilmesi için daha fazla vakada çalışılması ve vakaların takibinin yapılması gerektiğini belirtmişlerdir.

Kacira ve ark. 'da asetabulum kırıklarının tedavisinde modifiye stoppa yaklaşımı üzerine anatomik bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Bu çalışmada beş kadavranın asetabular bölgesine ulaşmak için modifiye medial stoppa tekniği kullanılmıştır. İliyak artere ve kollarına ayırım sağlayabilmek için boya enjekte edilmiştir. Kuadrilateral yüzeye bitişik olan nöro vasküler yapıların tümünün morfometrik

ölçümleri yapılmış ve kaydedilmiştir. Obturator damarların, obturator sinirlerin ve iliolumbar damarlar yapılarının operasyon sırasında zarar görebilmesi açısından yüksek risk oluşturduğu belirtilmiştir. Obturator damarların ve obturator sinirlerin kuadrilateral yüzeye yapışık oldukları için dikkat edilmesi gereken yapılar olduğu belirtilmiştir. Ayrıca, 10 hemipelvisin 4 tanesinde, obturator ve aşağı epigastrik damarın arasında iletişim olduğu görülmüştür. Kacıra ve ark. Asetabulum kırıklarının tedavisinde operasyon sırasındaki komplikasyonları minimize etmek için kadavralar üzerinde bu anatomik çalışmayı yapmışlardır. Anatomik çalışma sonucunda bölgedeki yapıların arasındaki mesafeler ve dikkat edilmesi gereken organlar ortaya konmuştur. [34]

Yong Liu ve ark. Asetabulum kırıklarının tedavisinde kullanılan Medial stoppa tekniğinin cerrahi sonrası tedavisini ve bu tedavinin başarı oranı üzerine bir çalışma gerçekleştirmiştir. Kacıra ve ark. ise medial stoppa yönteminin asetabulum kırık tedavisinde kullanılmadan önce kadavarlar üzerinde çalışılacak bölgedeki yapıları analiz etmiş ve önemli anatomik yapılara dikkat çekmiştir. Bu çalışmada ise asetabulum kırıklarının tedavisinde kullanılan medial stoppa tekniği ile ilioinguinal yaklaşımın biyomekanik dayanımı açısından karşılaştırılması ilk kez araştırılmıştır.

Anterior kolon kırığının ilioinguinal yaklaşımı tedavi tekniği ile medial stoppa tedavi tekniğinin biyomekanik dayanımı açısından karşılaştırılması çalışmasında ise implant uygulanmamış numune deneyinde kuvvet uygulanmadan önce ve kuvvet uygulandıktan sonra alınan değerlere istatistiksel analiz uygulandığında (AL) değerinin deney öncesinde ve sonrasında anlamlı bir farklılık içerecek şekilde değiştiği görülmüştür. İstatistiksel analiz sonucu AL mesafesinin, p değeri 0.01 çıkmıştır.

Aynı zamanda implant uygulanmamış numune deney düzeneğine kuvvet uygulanmadan önce ilioinguinal yaklaşım ile tedavi edilen kısımdaki değerler ile Medial Stoppa tekniği ile tedavi edilen kısımdaki değerlere istatistiksel analiz uygulandığında AL-AR, BL-BR, CL-CR, DL-DR ve FL-FR değerlerinin daha yük uygulanmadan önce aralarında anlamlı farklılık olduğu görülmüştür. Yani deney düzeneğinin başında bu değerler arasında anlamlı bir farklılık zaten mevcuttur.

Çizelge 18 'de, AL-AR, BL-BR, CL-CR, DL-DR ve FL-FR değerlerinin istatistiksel sonucu hesaplanan p değerleri gösterilmiştir.

Çizelge 18. İmplant uygulanmamış numune düzeneğine kuvvet uygulanmadan önce ölçülen değerlerin istatistiksel analizi sonucu p değerleri

Mesafeler	p değerleri
AL-AR	0,034
BL-BR	0,015
CL-CR	0,004
DL-DR	0,018
FL-FR	0,02

İmplant uygulanmamış numune düzeneğine kuvvet uygulandıktan sonra ilioinguinal yaklaşım ile tedavi edilen kısım ile Medial Stoppa tekniği ile tedavi edilen kısımdan elde edilen verilere istatistiksel analiz uygulandığında AL-AR, BL-BR, CL-CR ve FL-FR değerlerinin kuvvet uygulandıktan sonra da anlamlı farklılık taşıdığı görülmüştür. Yani anlamlı farklılıklardan sadece DL-DR değeri anlamlı değişkenden anlamsız değişkene dönüşmüş olup bu değer dikkat edilmesi gereken bir parametre olduğu istatistiksel analiz ile ortaya konmuştur. Çizelge 19 'da implant uygulanmamış numune deney düzeneğine kuvvet uygulandıktan sonra ilioinguinal yaklaşım ile tedavi edilen kısımdaki değerler ile Medial Stoppa tekniği ile tedavi edilen kısımdaki değerlerin istatistiksel analizi sonucu p değerleri görülmektedir.

Çizelge 19. İmplant uygulanmamış numune düzeneğine kuvvet uygulandıktan sonra ölçülen değerlerin istatistiksel analizi sonucu p değerleri

Mesafeler	p değerleri
AL-AR	0,035
BL-BR	0,025
CL-CR	0,004
DL-DR	0,06
FL-FR	0,014

İmplant uygulanmamış numune deneyinde elde edilen verilere istatistiksel analiz uygulandığında dikkat edilmesi gereken parametreler AL ve DL-DR olarak ortaya konmuştur. İmplant uygulanmamış numune deney sonuçlarında bu değerlerdeki değişimler Çizelge 20. 'de görülmektedir.

Çizelge 20. AL ve DL-DR parametrelerinin değişim değerleri

Numune	AL (mm)	DL (mm)	DR (mm)
1	-2,32	0,57	0,74
2	-0,79	0,59	0,32
3	-1,67	1,00	0,63
4	-2,46	1,36	1,55
5	-3,22	1,50	1,36

İmplant uygulanmış numune deneylerine kuvvet uygulanmadan önce ve kuvvet uygulandıktan sonra alınan değerlere istatistiksel analiz uygulandığında sadece DL ve DR değerlerinin deney öncesi ve sonrasında anlamlı bir farklılık içerecek şekilde değiştiği görülmüştür. İmplant uygulanmış numune deney düzeneğine kuvvet uygulanmadan önce ile kuvvet uygulandıktan sonra ilioinguinal yaklaşım ile tedavi edilen kısımdaki değerler ile Medial Stoppa tekniği ile tedavi edilen kısımdaki değerlerin istatistiksel analizi sonucu p değerleri Çizelge 21. 'de belirtilmiştir.

Çizelge 21. İmplant uygulanmış numune deney düzeneğine kuvvet uygulanmadan önce ile kuvvet uygulandıktan sonra ölçülen değerlerin istatistiksel analizi sonucu p değerleri

Mesafeler	p değerleri
DL	0,017
DR	0,003

Aynı zamanda implant uygulanmış numune deney düzeneğine kuvvet uygulanmadan önce ilioinguinal yaklaşım ile tedavi edilen kısım ile Medial Stoppa tekniği ile tedavi edilen kısımdan elde edilen verilere istatistiksel analiz uygulandığında CL-CR, DL-DR ve FL-FR değerlerinin yük uygulanmadan önce

anlamli farklilik tařıdđđı görülmüştür. Yani deney düzeneğinin başında bu değerler arasında anlamli bir farklilik zaten mevcuttur. Çizelge 22. 'de implant uygulanmış numune deney düzeneğine kuvvet uygulanmadan önce ilioinguinal yaklaşım ile tedavi edilen kısımdaki değerler ile Medial Stoppa tekniği ile tedavi edilen kısımdaki değerlerin istatistiksel analizi sonucu p değerleri görülmektedir.

Çizelge 22. İmplant uygulanmış numune deney düzeneğine kuvvet uygulanmadan önce ölçülen değerlerin istatistiksel analizi sonucu p değerleri

Mesafeler	p değerleri
CL-CR	0,001
DL-DR	0,002
FL-FR	0,007

İmplant uygulanmış numune deney düzeneğine kuvvet uygulandıktan sonra ilioinguinal yaklaşım ile tedavi edilen kısım ile Medial Stoppa tekniği ile tedavi edilen kısımdan elde edilen verilere istatistiksel analiz yapıldđđında CL-CR ve DL-DR değerlerinin y k uygulandıktan sonra da anlamli farklilik taşımaya devam ettiđđi  izelge 23. 'de görülmektedir. Yani anlamli farkliliklardan sadece FL-FR değerli anlamli değişkenden anlamsız değişkene dönüşmüş olup bu değerli de dikkat edilmesi gereken bir parametre olduğu istatistiksel analiz ile ortaya konmuştur.

Çizelge 23. İmplant uygulanmış numune deney düzeneğine kuvvet uygulandıktan sonra ölçülen değerlerin istatistiksel analizi sonucu p değerleri

Mesafeler	p değerleri
CL-CR	0,001
DL-DR	0,0003
FL-FR	0,136

İmplant uygulanmış numune deney düzeneğinden elde edilen verilere istatistiksel analiz uygulandıđđında anlamli değişkenler; DL, DR ve FL-FR parametreleridir. Bu değerlerdeki değişimler  izelge 24. ' de belirtilmiştir.

Çizelge 24. DL, DR, FL ve FR parametrelerinin değişim değerleri

İmplant Uygulanmış	DL (mm)	DR (mm)	FL (°)	FR (°)
Numune 1	1,89	1,74	1	0
Numune 2	0,86	0,90	0	0
Numune 3	2,08	2,43	1	1
Numune 4	1,14	1,42	0	0
Numune 5	1,37	2,45	1	0
Numune 6	1,31	1,59	1	-1
Numune 7	1,61	2,83	0	1
Numune 8	2,16	1,21	1	1
Numune 9	0,80	0,51	1	0
Numune 10	0,78	0,58	0	0

Hem implant uygulanmış numune deney sonuçlarını hem de implant uygulanmamış numune deney sonuçlarını değerlendirdiğimizde; DL ve DR uzunluklarının her iki deney düzeneğinde de kuvvet uygulandıktan sonra arttığı görülmüştür. DL ve DR mesafesi bilindiği gibi femur eksenini ile sias arasındaki mesafeyi temsil etmektedir. Kalça prortezi kuvvet uygulandıktan sonra pelvisin aşağı doğru hareket etmesine engel olmaktadır. DL ve DR mesafelerinin artması pelvisin aşağı doğru hareket ettiği gibi gözükse de aslında bir kıvrılma hareketi yapmakta ve çekilen fotoğraflarda uzamış gibi gözükmemektedir. Bu kıvrılmadan dolayı DL ve DR değerleri arttığı için analizde dikkat edilmemesi gereken değerler olarak gözükmemektedir.

İmplant uygulanmamış numune deney düzeneğinden elde edilen verilerin istatistiksel analizi sonucu AL değerinin anlamlı bir değişken olduğu bulunmuştur. Fakat implant uygulanmış numune deney düzeneğinden elde edilen verilere istatistiksel analiz uygulandığında AL değeri anlamlı bir değişkenden anlamsız bir değişkene dönmüştür. Yani implant uygulanmış numune deney düzeneğinde kuvvet uygulandıktan sonra sistem sağ tarafa doğru dönmüştür. Aynı zamanda, implant uygulanmış numune deneylerinde istatistiksel analiz sonucu anlamlı

değişken olarak çıkan FL ve FR açılarındaki kuvvet uygulanmadan önce ve kuvvet uygulandıktan sonraki değişimlere bakıldığında, Çizelge 4.24 'de görüldüğü üzere FL açısında 10 deney düzeneğinden 6 tanesinde 1 derecelik bir artış olduğu FR açısının 6 deney düzeneğinde de değişim olmadığı gözükmemektedir. FL açısındaki artış ve FR açısındaki değişimin olmaması implant uygulanmış numune deney düzeneğinde kuvvet uygulandıktan sonra sistemin sağ tarafa doğru döndüğünü göstermektedir.

Hem AL mesafesindeki hem de FL ve FR açılarındaki değişimler kuvvet uygulandıktan sonra sistemin Medial stoppa ile tedavi edilen kısma doğru döndüğünü göstermektedir. Sistemin Medial stoppa ile tedavi edilen kısma doğru dönmesi ilioinguinal yaklaşım ile tedavi edilen kısmın daha katı olduğundan kaynaklanmaktadır.

Anterior kolon kırık tedavisinde altın standard olan ilioinguinal yaklaşımın biyomekanik açıdan da Medial Stoppa tekniğine göre daha katı olduğu ortaya konmuştur. Bu çalışma anterior kolon kırık tedavisinin ilioinguinal yaklaşım ile yapılması halinde biyomekanik açıdan daha avantajlı olabileceğini göstermiştir.

Bu çalışmada pelvislerin her iki kolonunda kırık çizgisi oluşturulmuş olup bir kolon ilioinguinal yaklaşım ile diğer kolon ise medial stoppa yöntemi ile tedavi edilerek aynı anda her iki tedavi yönteminin biyomekanik dayanımı karşılaştırılmıştır. Toplamda on adet implant yerleştirilmiş sentetik pelvis kemiği kullanılmıştır. İleride her iki yöntem karşılaştırılacağı zaman her pelvis numunesinin sadece bir kolonunda kırık çizgisi oluşturulup o kolon bir yöntem ile tedavi edilebilecek şekilde deney düzeneği hazırlanıp toplamda kırık pelvis numunesi kullanılarak da hangi yöntemin daha rijit olduğu araştırılabilir.

5 KAYNAKLAR

- [1] Putz R., Pabs R.(2001, Türkçe 5. Baskı). Sobotta insan anatomisi atlası, Münih: Beta Basın yayın Dağıtım
- [2] Tornette Templeman D: Pelvis and Acetabulum: Trauma In: Orthopaedic Knowledge Update , Home Study Syllabus 7, Koval Kj(ed) ,American Academy of Orthopaedic Surgeons Illinois 2002 s:395-405
- [3] Letournel E (1993) The treatment of acetabular fractures through the ilioinguinal approach. Clin Orthop Relat Res 292:62-76
- [4] Judet R, Judet J, Letournel E (1964) Fractures of the acetabulum:Classification and Surgical approaches for open reduction. Preliminary report. J Bone Joint Surg Am 46:1615-1646
- [5] Letournel E (1994) Fractures of the acetabulum. A study of a series 75 cases. 1961. Clin Orthop Relat Res 305:5-9
- [6] Letournel E (1980) Acetabulum fractures: Classification and management. Clin Orthop Relat Res 151:81-106
- [7] Letournel E (2006) Fractures of the acetabulum: a syudy of series of 75 cases- Les fractures du cotyle, étude d'une serie de 75 cas. J de Chirurgie 82:47-87, 1961. (Translated and substantially abridged). J Orthop Trauma 20(1 Suppl):S15-19
- [8] Cole JD, Bolhofner BR (1994) Acetabular fracture fixation via a modified Stoppa limited intrapelvic approach. Description of operative technique and preliminary treatment results. Clin Orthop Relat Res 305:112–123

- [9] Gupta RK, Singh H, Dev B, Kansay R, Gupta P, Garg S (2009) Results of operative treatment of acetabular fractures from the Third World—how local factors affect the outcome. *Int Orthop* 33(2):347–352
- [10] Hakan Kınık, TOTBİD (Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi) 2002 Cilt-1 Sayı:2
- [11] Letournel E and Judet R: *Fracture of the Acetabulum* 2nd. Ed, Springer-Verlag, 1993.
- [12] <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/osteoarthritis.html>, U.S. National Library of Medicine, National Institutes of Health.
- [13] Letournel E, Judet R. *Fractures of the Acetabulum*. 2nd ed. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag; 1993.
- [14] Matta JM. Fractures of the acetabulum: accuracy of reduction and clinical results in patients managed operatively within three weeks after the injury. *J Bone Joint Surg Am*. 1996;78:1632Y1645.
- [15] Fenzl G, Fischer G, Galle P. Acetabular fractures—surgical versus conservative treatment. *Unfallchirurgie* 1990;16:230–5.
- [16] Mousavi M, Pajenda G, Kolonja A, et al. Acetabular fractures: operative management and long-term results. *Wien Klin Wochenschr* 1999;111:70–5.
- [17] Hessmann MH, Nijs S, Rommens PM. Acetabular fractures in the elderly. Results of a sophisticated treatment concept. *Unfallchirurgie* 2002;105:893–900.
- [18] Crowl AC, Kahler DM. Closed reduction and percutaneous fixation of anterior column acetabular fractures. *Comput Aided Surg* 2002;7:169–78.

- [19] Rommens PM, Hessmann MH. Acetabulum fractures. Unfallchirurgie 1999;102:591–610.
- [20] Matta JM (2006) Operative treatment of acetabular fractures through the ilioinguinal approach: a 10-year perspective. J Orthop Trauma 20(1 Suppl):S20–29
- [21] Helfet DL, Borrelli J Jr, DiPasquale T, Sanders R (1992) Stabilization of acetabular fractures in elderly patients. J Bone Joint Surg Am 74(5):753–765
- [22] Stoppa RE (1989) The treatment of complicated groin and incisional hernias. World J Surg 13(5):545–554
- [23] Cole JD, Bolhofner BR (1994) Acetabular fracture fixation via a modified Stoppa limited intrapelvic approach. Description of operative technique and preliminary treatment results. Clin Orthop Relat Res 305:112–123
- [24] Sagi HC, Afsari A, Dziadosz D. The anterior intra-pelvic (modified rives-stoppa) approach for fixation of acetabular fractures. J Orthop Trauma 2010;24:263-70.
- [25] Güvenir OKÇU, TOTBİD Dergisi 2012;11(2):178-181
- [26] U. Culemann et. al., Different stabilisation techniques for typical acetabular fractures in the elderly—A biomechanical assessment, Injury, Int. J. Care Injured 41 (2010) 405–410
- [27] I. Marintschev et. al., Biomechanical comparison of different acetabular plate systems and constructs – The role of an infra-acetabular screw placement and use of locking plates, Injury, Int. J. Care Injured 43 (2012) 470–474
- [28] Gras et. al., Screw- versus plate-fixation strength of acetabular anterior column fractures: A biomechanical study, J Trauma Acute Care Surg 1664 Volume 72, Number 6-2012

- [29] K. Khajavi et. al., RSeisneargchl eart iccleolumn locking plate fixation is inadequate in two column acetabular fractures. A biomechanical analysis, Journal of Orthopaedic Surgery and Research 2010, 5:30

- [30] Ghalambor N, Matta JM, Bernstein L (1994) Heterotopic ossification following operative treatment of acetabular fracture. An analysis of risk factors. Clin Orthop Relat Res 305:96–105

- [31] Newly modified Stoppa approach for acetabular fractures Yong Liu & Hao Yang & Xiang Li & Shu Hua Yang & Jian Hua Lin. International Orthopaedics (SICOT) (2013) 37:1347–1353

- [32] Moed BR, Dickson KF, Kregor PJ, Reilly MC, Vrahas MS (2010) The surgical treatment of acetabular fractures. Instr Course Lect 59:481–501

- [33] Sagi HC, Afsari A, Dziadosz D (2010) The anterior intra-pelvic (modified Rives-Stoppa) approach for fixation of acetabular fractures. J Orthop Trauma 24(5):263–270

- [34] Modified Medial Stoppa Approach For Acetabular Fractures: An Anatomic Study Burkey Kutluhan Kacira, MD, Mehmet Araz, MD, Aynur Emine Cicekcibasi, MD, Mustafa Buyukmumcu, PhD, and Serafettin Demirci, MD. The Journal of TRAUMA Injury, Infection, and Critical Care • Volume 71, Number 5, November 2011