



T.C.

ÇANAKKALE ONSEKİZ MART ÜNİVERSİTESİ

TIP FAKÜLTESİ

ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

**OLEKRANON KIRIKLARINDA GERĞİ BANDI, VİDA VE HAZIR
GERĞİ BANDI İMPLANTLARININ BİYOMEKANİK OLARAK
KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

Dr. DOĞUKAN ANAPA

TEZ DANIŞMANI

DOÇ. DR. TOLGAHAN KURU

ÇANAKKALE/2023

T.C.
ÇANAKKALE ONSEKİZ MART ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ

OLEKRANON KIRIKLARINDA GERĞİ BANDI, VİDA VE HAZIR
GERĞİ BANDI İMPLANTLARININ BİYOMEKANİK OLARAK
KARŞILAŞTIRILMASI

UZMANLIK TEZİ

Dr. DOĞUKAN ANAPA

Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı

Tezin Sunulduğu Tarih: 20/10/2023

Tez Danışmanı:

DOÇ. DR. TOLGAHAN KURU

ÇANAKKALE

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince, teorik ve pratik olarak bana kazandırdığı mesleki becerilerin yanı sıra tez çalışmam sırasında bilgi ve beceriyle bana destek olan tez danışman hocam sayın Doç. Dr. Tolgahan Kuru'ya teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübeleriyle her zaman bana örnek olan ve teorik ve pratik eğitimimde büyük emekleri olan saygıdeğer hocalarım Prof. Dr. Hüseyin Yener ERKEN, Doç. Dr. Burak KAYMAZ, Doç. Dr. Ali BİLGE, Dr. Öğr. Üyesi Gürdal NUSRAN, Dr. Öğr. Üyesi Sedit Kıvanç MURATLI ve Dr. Öğr. Üyesi Kubilay Uğurcan CERİTOĞLU'na teşekkürlerimi sunarım.

Asistanlık sürecimde bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşmaktan çekinmeyen, teorik ve pratik eğitimimde katkıları olan her daim saygıyla hatırlayacağım uzman ağabeylerim Dr. Onur YILMAZ ve Dr. Ali Osman TAŞOVA'ya teşekkürlerimi sunarım.

Uzmanlık eğitimim süresince birlikte çalışmaktan büyük mutluluk ve onur duyduğum ÇOMÜ Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniğindeki asistan arkadaşlarım'a teşekkürlerimi sunarım.

Zorlu ve yorucu asistanlık yolcuğumun son senelerinde bana her zaman destek olan, bu süreçte anlayışlı yaklaşımıyla her zaman yanımda olan değerli eşim Gamze Anapa'ya

Hayatımıza girdikleri andan itibaren hayatımıza renk, neşe ve güzellikler katan varlıklarıyla her anımızı anlamlandıran en değerlilerim kızım Asya ve oğlum Aras'a

Bütün eğitim hayatım boyunca her zaman yanımda olan desteklerini ve sevgilerini bir an olsun esirgemeyen bugünlere gelmemde büyük emekleri olan canım annem, babam ve kardeşime sonsuz teşekkürlerimi ve saygılarımı sunuyorum.

Bu çalışma Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimince Desteklenmiştir. Proje Numarası: TTU-2022-4221

ÖZET

Olekranon Kırıklarında Gergi Bandı, Vida ve Hazır Gergi Bandı

İmplantlarının Biyomekanik Olarak Karşılaştırılması

Olekranon kırıkları tüm üst ekstremitelerin %10'unu oluşturur. Bu çalışmanın amacı hazır gergi bandı implantının gergi bandı ve kanüllü vida ile biyomekanik olarak karşılaştırılarak etkinliğinin değerlendirilmesidir.

Bütün kullanılan kemik modellerinde anteriorundan 2.5cm, posteriorundan 3cm olacak şekilde mayo tip 2a kırık tipi oluşturuldu. Modeller, osteotominin ardından her grupta 8 adet model olacak şekilde önceden belirlenen üç gruba eşit bir şekilde rastgele dağıtıldı.

Gruplar; Grup 1: Gergi bandı ile tespit, Grup 2: Başlı kanüllü vida ile tespit, Grup 3: Hazır gergi bandı ile tespit olacak şekilde isimlendirildi. Tüm kemik modelleri dirsek eklemi 90 derece fleksiyonda olacak şekilde ve triceps kuvvetini taklit eden çelik tel yardımıyla aksiyel yüklenmeyle biyomekanik olarak değerlendirildi. Yüklenme sonrası stiffness değerleri, sistemin dayandığı maksimum kuvvet ve maksimum kuvvette ayrışma miktarları hesaplanarak istatistiksel olarak değerlendirildi.

Stiffnes değerleri ve sistemin dayandığı maksimum kuvvet değerleri karşılaştırıldığında hazır gergi bandı ve gergi bandı implant gruplarının vida grubundan anlamlı derece daha yüksek olduğu ortaya çıkmıştır. Hazır gergi bandı ve gergi bandı gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.

Maksimum kuvvette ayrışma miktarları karşılaştırıldığında her 3 grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.

Anahtar kelimeler: Olekranon kırıkları, biyomekanik, hazır gergi bandı

SUMMARY

Biomechanical Comparison of Tension Band, Screw and * Tension Band Implants in Olecranon Fractures

Olecranon fractures constitute 10% of all upper extremities. The aim of this study is to evaluate the effectiveness of the handy tension band implant by comparing it biomechanically with tension band and cannulated screw.

In all bone models used, a Mayo type 2a fracture type was created, 2.5 cm from the anterior and 3 cm from the posterior. After osteotomy, the models were randomly distributed equally into three predetermined groups, with 8 models in each group.

Groups; Group 1: Fixation with tension band, Group 2: Fixation with cannulated screw, Group 3: Fixation with handy tension band. All bone models were biomechanically evaluated with the elbow joint in 90 degrees of flexion and axial loading with a steel wire mimicking the triceps force. Stiffness values after loading were evaluated statistically by calculating the maximum force that the system withstands and the amount of separation at maximum force.

When the Stiffness values and the maximum force values that the system withstands were compared, it was revealed that the handy tension band and tension band implant groups were significantly higher than the screw group. There was no statistically significant difference between the handy tension band and tension band groups.

When the amounts of decomposition at maximum strength were compared, no statistically significant difference was found between the three groups.

Key words: Olecranon fracture, Biomechanics, handy tension band

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	i
ÖZET	ii
SUMMARY	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	vii
TABLolar LİSTESİ	ix
GRAFİKLER LİSTESİ.....	x
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	2
2.1 Dirseğin Biyomekaniği	2
2.2 Olekranon Kırıkları.....	4
2.2.1 Epidemiyoloji	4
2.2.2 Patofizyoloji	4
2.2.3 Anamnez ve Fizik Muayene.....	5
2.2.4 Değerlendirme.....	5
2.2.5 Olekranon Kırıkları Sınıflandırılması.....	6
3. GEREKÇE VE YÖNTEM	10
3.1 Deneysel Çalışma Öncesi Hazırlık ve Kullanılan Materyaller	10
3.2 Cerrahi Teknik ve Kullanılan Materyaller.....	11
3.3 Biyomekanik Testler.....	17

3.4 İstatiksel Analiz	18
4. BULGULAR	20
5. TARTIŞMA	24
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	31
KAYNAKLAR	32



SİMGELER VE KISALTMALAR

AO	: The Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
AP	: Anteroposterior
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
cm	: Santimetre
dk	: Dakika
k teli	: Kirschner Teli
LCL	: Lateral Kollateral Ligaman Kompleksi
MCL	: Medial Kollateral Ligaman Kompleksi
AMCL	: Anterior medial kollateral bağ
mm	: Milimetre
mm/dk	: Milimetre/dakika
N	: Newton
kN	: Kilonewton
PASS	: Power Analysis and Sample Size
PRLI	: Posterolateral Rotasyonel İnstabilite
SPSS	: Statistical Packages for the Social Scienses
ÇOMÜ	: Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi

ŞEKİLLER LİSTESİ

SEKİL 1: Olekranon kırıklarının Mayo sınıflandırmasında	7
SEKİL 2: Olekranon kırıklarında AO sınıflandırması	8
SEKİL 3: Olekranon kırıklarında schatzker sınıflandırması	9
SEKİL 4: Denede kullanılan ulna kemik modeli (sawbone)	10
SEKİL 5: Kemik modelinin kırık hattının belirlenmesi	11
SEKİL 6: Grup 1'de kullanılan k teli örneği	12
SEKİL 7: Grup 2'de kullanılan serklaj teli örneği	12
SEKİL 8: Grup 2'de kullanılan kanülü vida örneği	13
SEKİL 9: Grup 3'de kullanılan hazır gergi bandı implantı ve vida örneği	13
SEKİL 10: Gergi bandı ile tespit grubundan ap lateral grafiği örneği	14
SEKİL 11: Başlı kanülü vida ile tespit grubundan ap lateral grafi örneği	15
SEKİL 12: Hazır gergi bandı implant ile tespit grubundan ap lateral grafi örneği	16
SEKİL 13: Vida , hazır gergi bandı implantı ve gergi bandı numunelerin posteriodan görünümü	16

SEKİL 14: Vida, hazır gergi bandı implantı ve gergi bandı numunelerin lateralden görünümü17

SEKİL 15: : Kemik modelinin biyomekanik test cihazına bağlanması ve çelik tel ile triceps gücünün değerlendirilmesi18



TABLolar LİSTESİ

Tablo 1 : Grup değişkeni tanıtıcı istatistikleri20

Tablo 2 : Grupların ortamlarla stiffnes, maksimum kuvvet, maksimum kuvvette deplasman değerleri ve standart sapmaları22

Tablo 3 : Gruplar arasında değerlendirmede p değerleri.....22



GRAFİKLER LİSTESİ

GRAFİK 1: Gruplara ait stiffnes değerlerinin dağılımı	20
GRAFİK 2: Gruplara ait maksimum dayandıkları kuvvete ait dağılımı	21
GRAFİK 3: Gruplara ait maksimum kuvveteki deplasmana ait dağılımı	21



1. GİRİŞ

Olekranon kırıkları tüm üst ekstremitelerin %10'unu oluşturur. Eklem sertliğini önlemek için dirsek hareketi, eklem yüzeyinin anatomik redüksiyonu amacıyla açık redüksiyon ve stabil iç fiksasyon, olekranon kırığı tedavisi için altın standarttır.(1) Olekranon kırıklarının büyük bir kısmı travma kuvvetinin humerus distalinden ulna proksimali üzerine doğrudan etkisi veya indirekt bir etki ile triseps yapışma yerinin proksimal ulnayı çekmesiyle oluşur. Basit transvers ya da oblik kırıklardan kompleks transolekranon kırıklı çıkıklara ve Monteggia kırıklı çıkıkları gibi farklı yaralanma mekanizmaları tanımlanmıştır. Deplase olmamış olekranon kırıkları (Mayo Sınıflaması Tip 1) haricinde dirsek ekstansör mekanizması bozulduğu ve stabilitesi kaybolduğu için Tip 2 ve 3 kırıklarda önerilen güncel tedavi metodu cerrahidir.

Olekranon kırıklarının cerrahi tedavisinde yöntem olarak gergi bandı yöntemi, plak ya da kanal içi vida tespiti ve kırık parçanın çıkartılması gibi seçenekler mevcuttur. Literatürde fiksasyon yöntemi olarak metalik implantlar arasında birçok vida tipleri, plaklar, gergi bandı ve Kirschner telleri bulunmaktadır. Günümüzde gelişen implant teknolojisi ve ilerlemeler bu kırıkların tedavisinde açık redüksiyonu daha kolay hale getirmiş olmakla birlikte tip 2 ve 3 kırıklar için tanımlanan vida, gergi bandı gibi fiksasyon yöntemlerinin birbirlerine üstünlükleri ve cerrahi açıdan uygunluklarının araştırılarak tedavide yol göstermesi açısından araştırmaların yapılması önem teşkil etmektedir.

Bu çalışmanın amacı dirsek bölgesi kırıklarından olan olekranon kırıklarının cerrahi tedavisinde standart kanüllü vida, Kirschner teli ve serklaj teli kullanılarak gergi bandı ve hazır gergi bandı implantı kullanılarak oluşturulan fiksasyon yöntemlerinin biyomekanik etkilerini karşılaştırarak cerrahi yöntem olarak kullanımlarının olumlu, olumsuz etkilerini karşılaştırmalı olarak değerlendirmek ve birbirlerine biyomekanik üstünlüklerinin var olup olmadığını araştırmaktır. Elde ettiğimiz sonuçların kırık fiksasyonunda biyomekanik açıdan uygun implant seçimi konusunda cerrahi uygulamalara katkı vermesini amaçlamaktayız.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 DİRSEĞİN BİYOMEKANİĞİ

Dirsek, omuz ve el arasında bir bağlantı görevi gören üç eklemlili (ulnohumeral, radiocapitellar ve proksimal radioulnar eklemler) bir trochoginglymus eklemidir ve fleksiyon-ekstansiyon ve pronasyon-supinasyon olmak üzere iki hareket derecesine sahiptir.(2)

Dirsek fleksiyonu normalde 0 derece veya hafif hiperekstansiyon ile 150 derece fleksiyon arasında değişir. Radiokapitellar eklem ve proksimal radioulnar eklem 85 derece supinasyon ve 75 derece pronasyon sağlar. Eksen, radyal başın merkezinden geçer ve distal ulnanın radyal sınırından uzanır. Dirsek fleksiyonu ile ortaya çıkan 3 ila 41 derece varus-valgus ve aksel gevşeklik vardır. Olekranonun olekranon fossa ön kapsül ve bağlarına çarpması ve fleksör kas gerginliği ile maksimal ekstansiyon sınırlanabilir. Maksimal fleksiyon, ön kas kütlesi, radyal baş ve koronoid çıkıntının karşılık gelen fossaya sıkışması ve triseps kasının gerginliği ile sınırlıdır.(2)

Tam ekstansiyon ve supinasyondaki dirsek, taşıma açısı olarak adlandırılan, erkeklerde 10 ila 15 derece ve kadınlarda yaklaşık 5 derece göreceli bir valgus dizilimine sahiptir.(3)

Dirsek eklemi stabilitesi statik ve dinamik stabilizatörler ile sağlanmaktadır. Statik stabilizatörler primer ve sekonder stabilizatörler olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Ulnohumeral eklem, MCL kompleksi ve LCL kompleksi primer statik stabilizatörleri oluşturmaktadır. Humeroradial eklem, ortak fleksör tendonlar, ortak ekstansör tendonlar ve eklem kapsülü ise sekonder statik stabilizatörleri oluşturmaktadır. Dirseği çaprazlayan ortak fleksör ve ekstansör kaslar ise dinamik stabilizatörleri oluşturmaktadır. (4)

Dirsek eklemine birbirine kenetlenen oldukça uyumlu eklem yüzeyleri, onu doğal olarak stabil bir eklem haline getirir. Radyal baş, valgus stresine karşı ikincil bir stabilizatör görevi görür, ancak dolaylı olarak varus stresine karşı stabilize olmaya da yardımcı olur. Bu nedenle medial ulnar kollateral bağ

yaralandığında valgus stabilitesi için radius başı önem kazanır. Radyal kafa boyunca kuvvet iletimi, dirsek 0 ila 30 derece fleksiyondayken en fazladır ve önkol pronasyona geldiğinde de artar. (5)

Olekranonun proksimal yarısının 75 ila 85 derecelik varus stresine ve varus stresinin %60 ila 67'sinin koronoid (sigmoid çentiğin distal yarısı) direnç gösterir.(6) Koronoid çıkıntı posterior dislokasyonu önlemede önemli bir rol oynar. Koronoid, lateral kollateral bağ sağlam olduğunda varus stabilitesi için de gereklidir. (5)

Medial kollateral bağ kompleksi, ön demet, arka demet ve enine bağdan (Cooper/oblik demet bağı) oluşur. Anterior medial kollateral bağ (AMCL) demeti, valgus stresine karşı dirseğin ana dengeleyicisi olarak işlev görür.(7, 8) Spesifik olarak, bir valgus yükü ile, ön demetin ön bandı 0 derece'den 85 derece'ye kadar gerginken, arka bant 55 derece'den 140 derece'ye kadar fleksiyonda gergindir. Ön bandın orta kısmı, dirsek hareket açıklığı boyunca gerilimi korur. (9)

Lateral kollateral bağ kompleksi, radyal kollateral ligament, lateral ulnar kollateral ligament, annüler ligament ve aksesuar lateral kollateral ligamentten oluşur. Dirseğin dönme ekseninin biraz arkasında, lateral epikondilden kaynaklanır ve bağıın dirsek hareket açıklığı boyunca gergin kalmasına izin verir.(5)

Anüler bağ, proksimal radioulnar eklemin birincil stabilizatörüdür. Anüler bağıın ön kısmı supinasyon sırasında gerginken, arka kısmı pronasyon sırasında gergin hale gelir. (10) Aksesuar lateral kollateral bağ, ulnanın lateral yönü boyunca halka şeklindeki bağdan supinator kreste uzanan sabit olmayan bir yapıdır. Varus stresi sırasında anüler ligamenti daha da stabilize etmek için hareket eder.

Eklem kapsülü, dirsek eklemi stabilitesinde önemli bir göreve sahiptir. Anterior eklem kapsülünün eklem distraksiyonuna, eklem hiperekstansiyonuna

ve valgus stresine önemli direnç sağladığı, posterior kapsül eklem hiperfleksiyonuna ve posteriora yönelik kuvvetlere direnç gösterir. (11)

Dirsek eklemine geçen herhangi bir kas eklem reaktif kuvveti oluşturur ve böylece eklem yüzeylerini sıkıştırarak eklemi stabilize etmeye yardımcı olur. (12) Kas kesiti ve moment kollarına dayalı teorik çalışmalar, triseps, biceps ve brakialis'in dirsek boyunca en büyük sıkıştırma kuvvetini sağlaması gerektiğini göstermektedir. (2)

2.2 OLECRANON KIRIKLARI

Çoğu olecranon kırığı, 50 yaş ve üzerindeki bireylerde yüksekten düşme sonrasında meydana gelir. (13) Daha genç bireylerin daha yüksek bir enerji yaralanması mekanizmasıyla ilgili yaralanmaları olması muhtemeldir. (14) Olecranon kırıkları, zorlu dirsek hiperekstansiyonundan veya dirseğe 90 derecelik fleksiyonda doğrudan bir darbeden oluşabilir. Avülsiyon yaralanmaları ayrıca triseps tendonunun eksantrik kasılmasından da kaynaklanabilir. (15) Bunlar tipik olarak enine veya oblik bir kırık hattına sahiptir ve osteoporotik hastalarda daha yaygın olma eğilimindedir.

2.2.1. Epidemiyoloji

Olecranon kırıkları, üst ekstremitte kırıklarının yaklaşık %10'unu oluşturur. (14) İnsidansı 10.000'de 12'dir. (16) Ortalama görülme yaşı 57'dir ve erkeklerin daha genç yaşta yaralanma olasılığı daha yüksektir. Bu yaralanmalar sıklıkla eşlik eden dirsek yaralanmaları ile ilişkilidir, en sık olarak radius başı ve koronoiddedir.

2.2.2. Patofizyoloji

Travma sonrası artrit, vakaların yaklaşık %20'sinde görülür ve artiküler yüzeyin 2 mm'den büyük kalıcı malredüksiyonu bu sonuçla ilişkilidir. (13)

Triseps kası periosteum ile olecranona yapışır. Yer değiştirmiş bir kırık, ekstansör mekanizmayı kesintiye uğratarak aktif dirsek ekstansiyonunun

kaybına neden olur. Triceps'ten gelen çekme, ayrılan parçayı yukarı doğru çeken anahtar deforme edici kuvvettir.

2.2.3 Anamnez ve fizik muayane

Hastalar tipik olarak düşme sonrası dirsek ağrısı ve şişlik şikayeti ile başvururlar. Kırık yer değiştirmişse, dirsekte elle tutulur bir boşlukla birlikte belirgin bir deformite olabilir. Bir olecranon kırığının ayırt edici özelliği, dirseği yerçekimine karşı uzatamamaktır. Muayene eden kişi, hastanın aktif dirsek ekstansiyonunu taklit etmek için yerçekimi kullanmadığından emin olmalıdır. Bu tipik olarak omuz 90 derece kaçırılarak, üst kol desteklenerek ve hastadan dirseğini bu pozisyondan düzeltmesi istenerek yapılır.

Koronoid çıkıntının, radyal başın veya proksimal radioulnar eklemin (Monteggia kırığı) ilişkili yaralanmaları mevcut olabilir ve radyografilerde değerlendirilebilir.

Muayene eden kişi dirseği ve eklemleri palpe etmelidir. İlgili ekstremitenin tam bir üst ekstremitte nörovasküler muayenesi yapılmalıdır. Ulnar sinir, dirseğin medial yönü üzerindeki yüzeysel konumu nedeniyle en fazla risk altındadır. Yaralanma yüksek enerjili bir mekanizmaya sekonder meydana geldiğinde, muayene eden kişi, olecranon kırığının atlanabilir doğası nedeniyle hasta tarafından fark edilmeyebilecek yaralanmaları kaçırmamak için dikkatli olmalıdır. Hastayı diğer ağrı kaynakları hakkında sorgulamak ve dört ekstremitayı krepitasyon, deformite veya hareket açıklığı ile ağrı açısından incelemek akıllıca olacaktır.

2.2.4 Değerlendirme

Dirseğin ön-arka (AP) ve yan grafileriyle yapılan ilk değerlendirme çoğu kırıkta kırık paternini belirlemek için yeterlidir. Radyal baş ve kapitellum kırıklarını değerlendirmek için özel bir radyokapitellar görünüm de yapılabilir. Görüntüler ilişkili koronoid, radius başı kırığı veya çıkığı ve ulno-humeral uyum açısından incelenmelidir. (14) Bilgisayarlı tomografi (BT), ameliyat öncesi planlama için ilişkili yaralanmalarla birlikte karmaşık kırık paternlerinde

kullanılabilir. Ulnar sinir medial tarafta, medial kollateral bağın posteriorunda uzanır ve ulnar arterin yanında ilerlemek için anterior olarak çaprazlama yapar. Bu bölgeyi değerlendirirken bu yapıların farkında olmak çok önemlidir. Koronoid çıkıntının, radyal başın veya proksimal radioulnar eklemin (Monteggia kırığı) ilişkili yaralanmaları mevcut olabilir ve radyografilerde değerlendirilebilir.

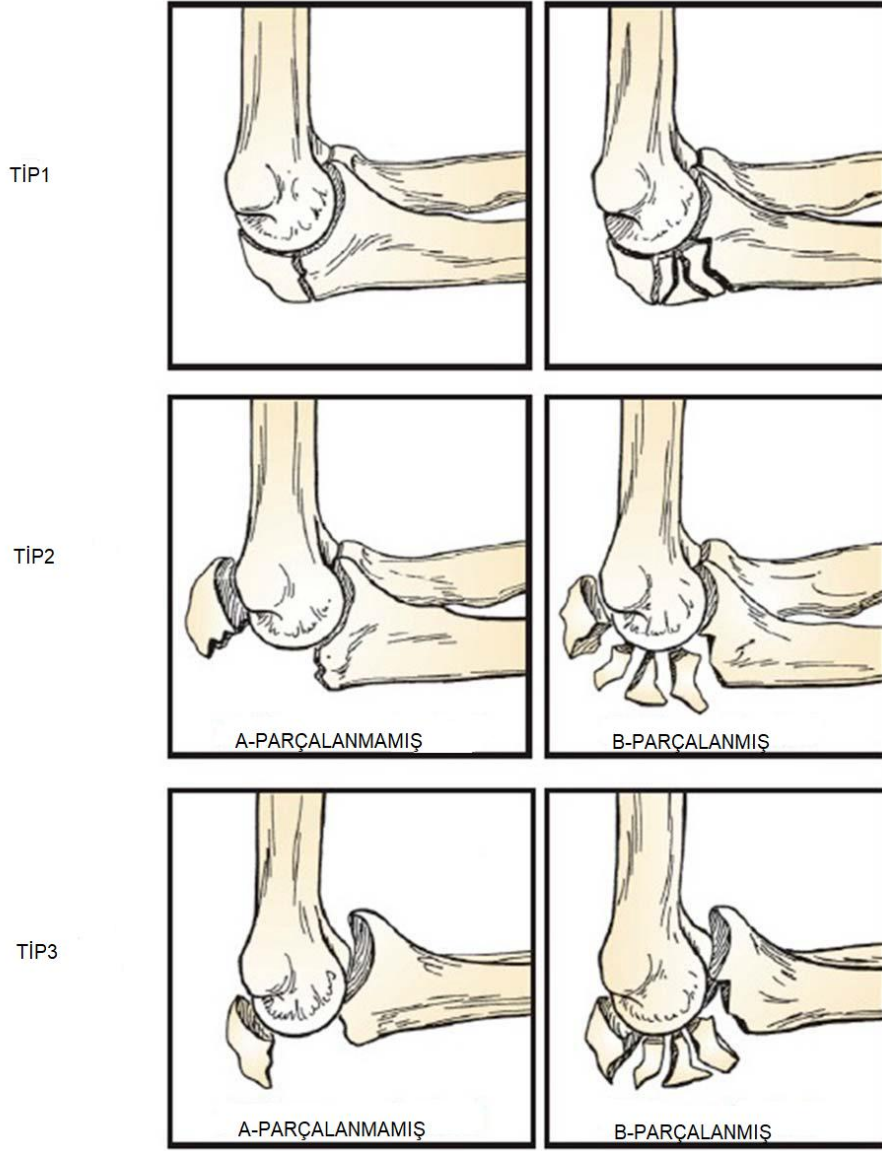
2.2.5 Olecranon kırıkları sınıflandırması

Tarihçe

1973'te olecranon kırıkları için bir sınıflandırma sistemi geliştirdi. Colton sınıflandırması, kırık morfolojisi, yaralanma mekanizması ve ulnohumeral eklemin stabilitesine dayanıyordu.(17) AO sınıflandırması, 1987'de uzun kemik kırıklarını kırık hattının konumuna ve eklem parçalanma derecesine göre sınıflandırmanın sistematik bir yolu olarak tanıtıldı.(18) Bu sistemde olecranon kırıkları radius başı ve boyun kırıkları ile gruplandırılmıştır. Cabanela ve Morrey ilk olarak 1993'te, ulnohumeral eklemin kırık parçalanması, yer değiştirmesi ve stabilitesine dayalı olarak olecranon kırıklarının basitleştirilmiş bir sınıflandırmasını sağlamak için Mayo sınıflamasını tanıttı.(18)

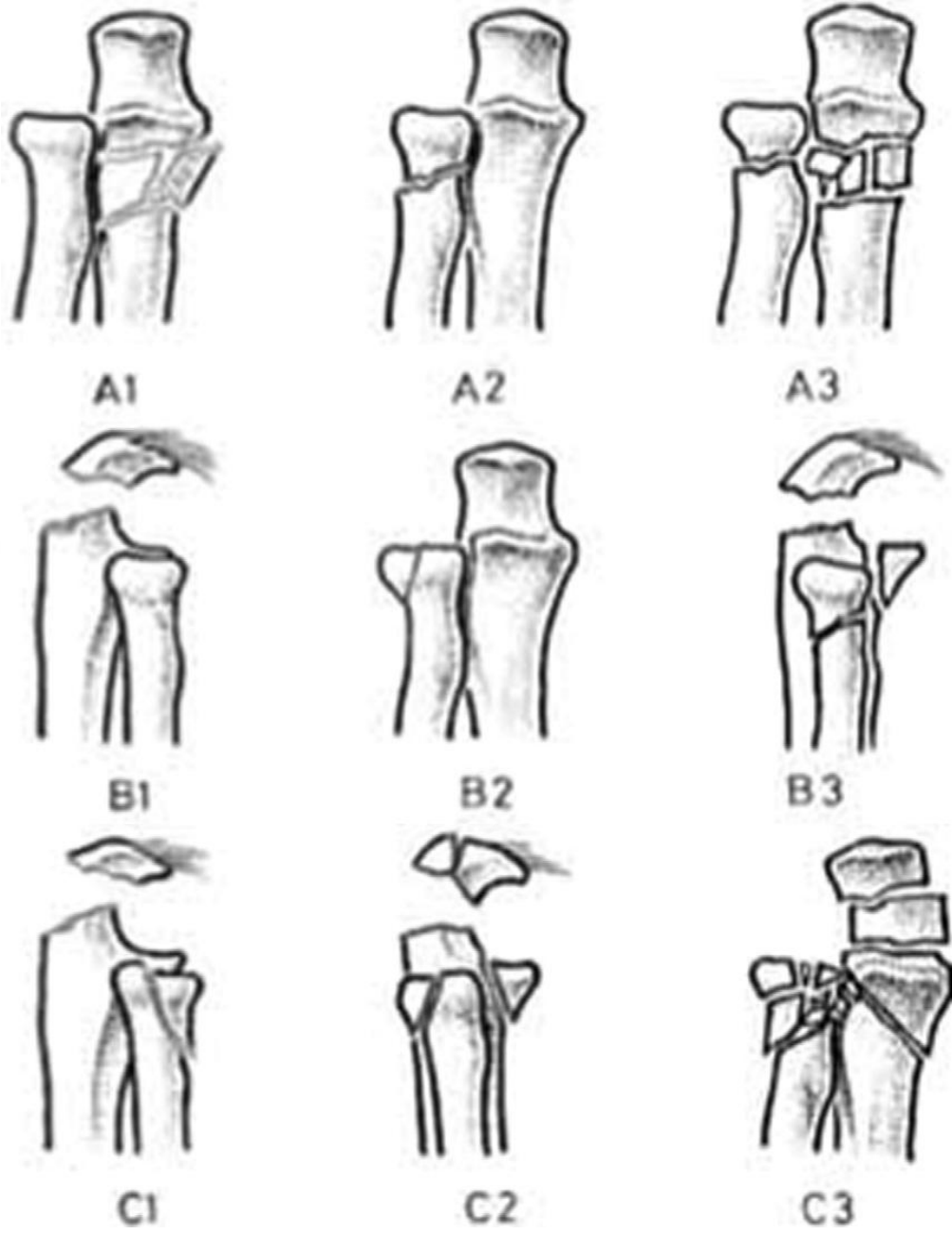
Tanım

Mayo sınıflandırması, olecranon kırıklarını düz radyografilerde görülen stabilite ve yer değiştirme temelinde Tip I ila III olarak ayırır (şekil 1). Tip I, tm kırıkların %5'ini temsil eder ve nondeplasedir. (18) Mayo Tip II kırıkları, olecranon kırıklarının %80 ila %85'ini oluşturur ve stabil bir ulnohumeral eklem ile deplasedir; bu, sağlam bağ yapılarını, özellikle medial kollateral bağın n kısmını gösterir. (19) Tip III yaralanmalar, unstabil bir ulno humerus eklemi ve yırtılmış kollateral bağlar ile deplase bir olecranon kırığına sahiptir.(19, 20) Her tip ayrıca A, parçalanmamış ve B, parçalanmış olarak alt bölümlere ayrılmıştır. (19, 21) Tip III yaralanmalarda görülen önemli deplasman ve parçalanmaya ek olarak, sıklıkla radyal kafa kırıkları, koronoid kırıkları ve kompleks instabilite dahil olmak üzere ilişkili yaralanmalara sahiptirler. (18)



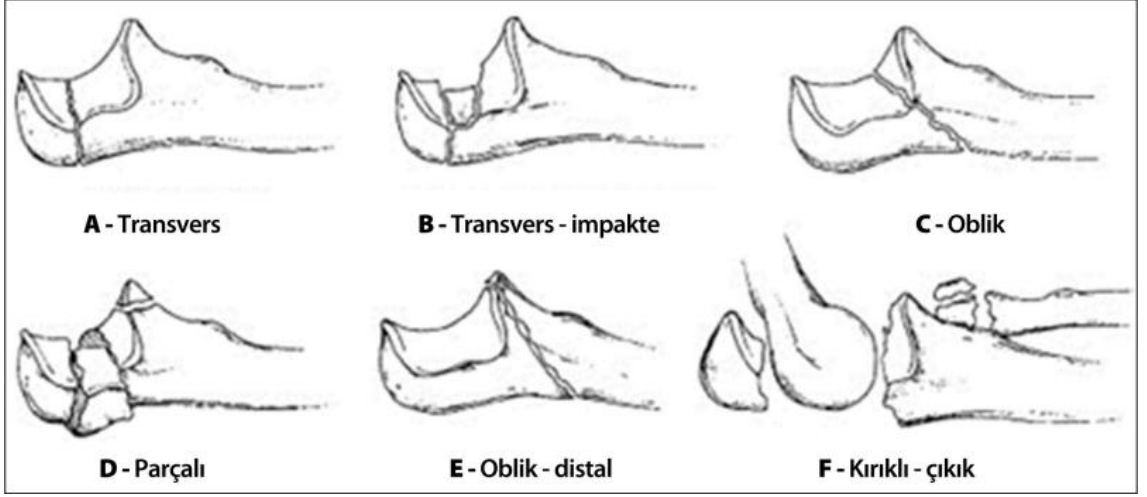
Şekil 1: Olekranon kırıklarının Mayo sınıflandırmasında, her bir tip ayrıca parçalanmamış (A) ve parçalı (B) kırıkları belirtmek için alt sınıflara ayrılmıştır.(22)

AO sınıflandırması da kullanılabilen bir sistemdir, ancak daha çok araştırma ve akademik çalışmalarda tercih edilen bir sınıflandırmadır. AO sınıflandırmasında proksimal radius ve ulnanın kırıkları üç ana kategoriye ayrılır. Tip A, radius ve/veya ulna proksimalinin eklem dışı metafizer kırığıdır; Tip B, kırıklar radius ve/veya ulnanın eklem içi kırıklarıdır, B1 alt tipi sadece olekranonun eklem içi kırığıdır; Tip C kırıklar ise radius başı ve olekranonun eklem içi kırıklarıdır (Şekil 2).



Şekil 2: Olecranon kırıklarında ao sınıflandırma sistemi (13)

Schatzker'in sınıflandırması, uygulanacak iç tespitin belirlenebileceği mekanik değerlendirmeleri içerir. Altı tipi vardır: Tip A, basit transvers kırık; Tip B, santral kısımda çökme ile birlikte kompleks transvers kırık; Tip C, basit oblik kırık; Tip D, parçalı kırık; Tip E, troklear çıkıntı distalinde oblik kırık; Tip F ise radius başı kırığının ve sıklıkla mediyal kollateral bağın yaralanmasının eşlik ettiği kompleks kırıklardır. (Şekil 3)



Şekil 3: Olecranon kırıklarında schatzker sınıflandırma sistemi (23)

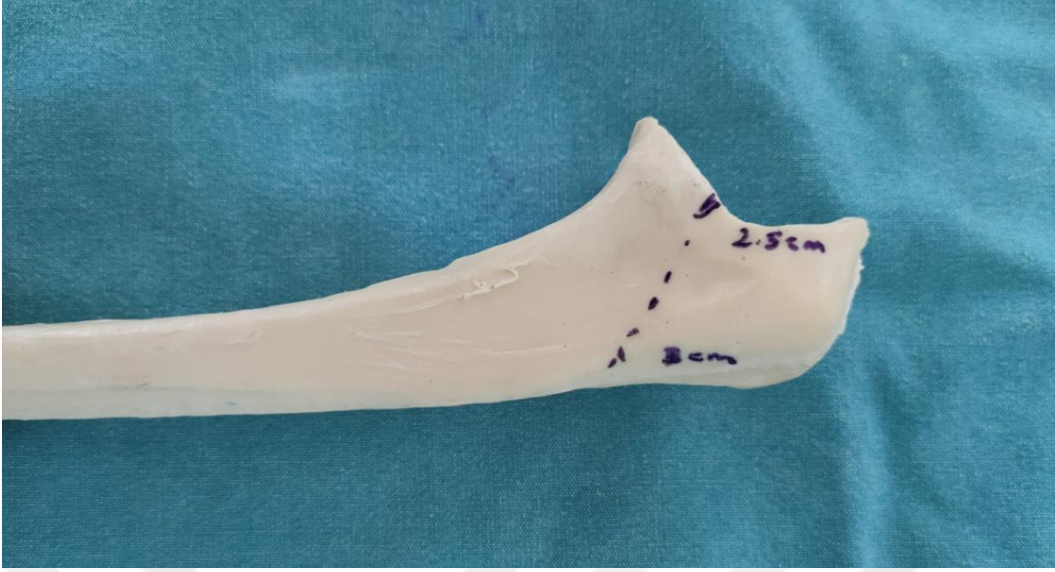
3.GEREKÇE VE YÖNTEM

3.1. Deneysel Çalışma Öncesi Hazırlık ve Kullanılan Materyaller

Çalışmamızda standardizasyonun sağlanması için normal insan olekranonuna benzerliği nedeniyle yapay ulna kemik modeli kullanıldı.(şekil 4) Bütün kullanılan kemik modellerinde standart bir kırık hattı oluşturmak için bütün kemik modelleri olecranon anteriorundan 2.5cm posteriorundan 3cm olacak şekilde işaretlendi ardından iki nokta birleştirilerek kırık hattı için kılavuz çizgi oluşturuldu. (Şekil 5)



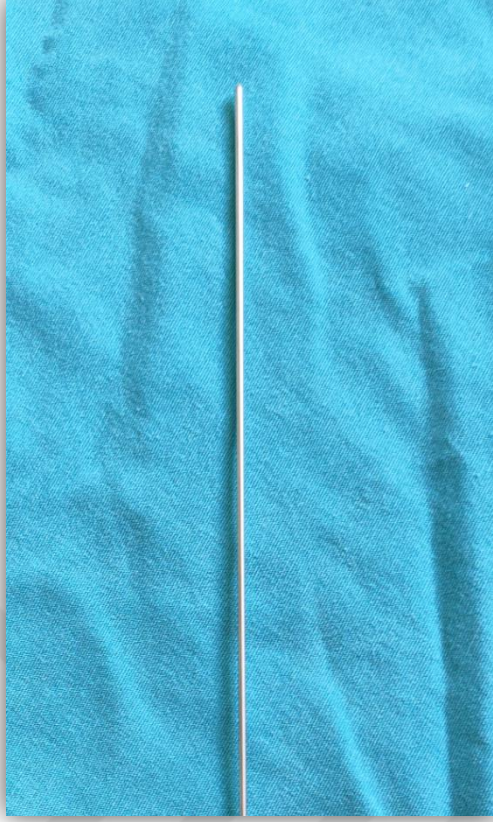
Şekil 4: Deneyde kullanılan ulna kemik modeli (sawbone)



Şekil 5: Kemik modelinin kırık hattının belirlenmesi

3.2 Cerrahi Teknik ve Kullanılan Materyaller

Çalışmadaki tüm kemik modellere kemikte işaretlenen hat üzerinden bir testere yardımıyla aynı cerrah tarafından standart bir osteotomi gerçekleştirildi. Modeller, osteotominin ardından her grupta 8 adet model olacak şekilde önceden belirlenen üç gruba eşit bir şekilde rastgele dağıtıldı. Uygun şekilde osteotomi yapılamayan, anatomik redüksiyon sağlanamayan, standart basamaklar uygulanırken hata yapılan modeller çalışma dışı bırakıldı. Gruplar; Grup 1: Gergi bandı ile tespit, Grup 2: Başlı kanüllü vida ile tespit, Grup 3: Hazır gergi bandı ile tespit olacak şekilde isimlendirildi. Her grup için ayrı tespit materyalleri temin edildi. Gruplarda kullanılan materyal örnekleri şekil 6-9' da gösterilmiştir.



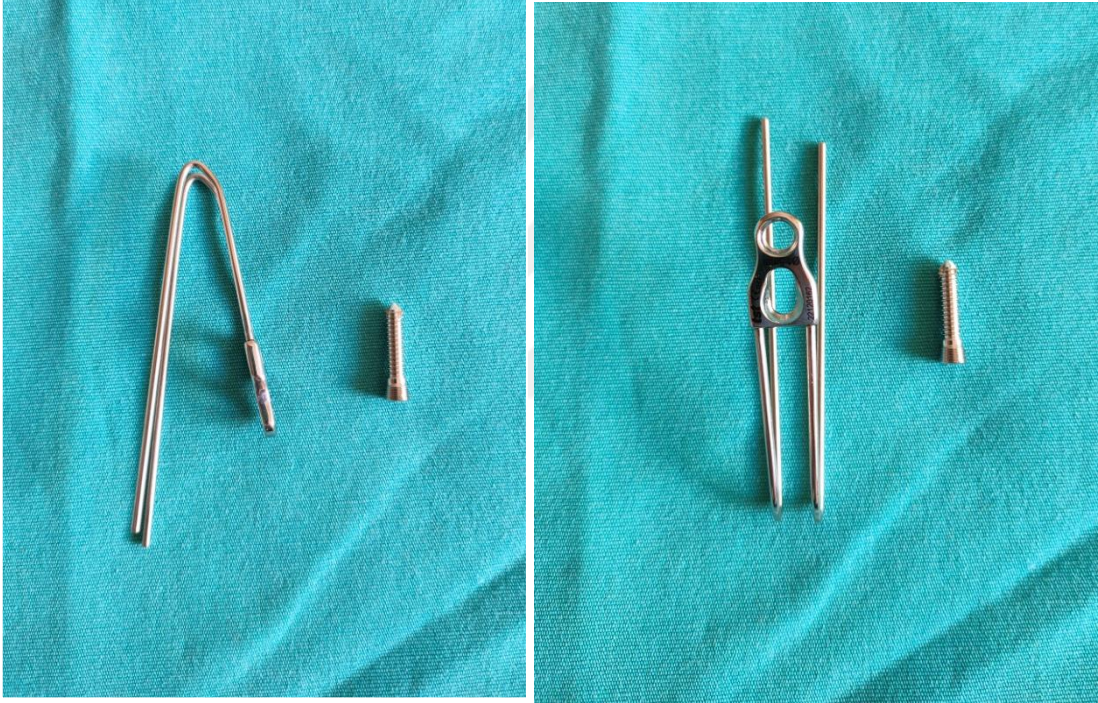
Şekil 6: Grup 1'de kullanılan k teli örneği



Şekil 7: Grup 1'de kullanılan serklaj teli örneği



Şekil 8: Grup 2’de kullanılan kanülü vida örneği

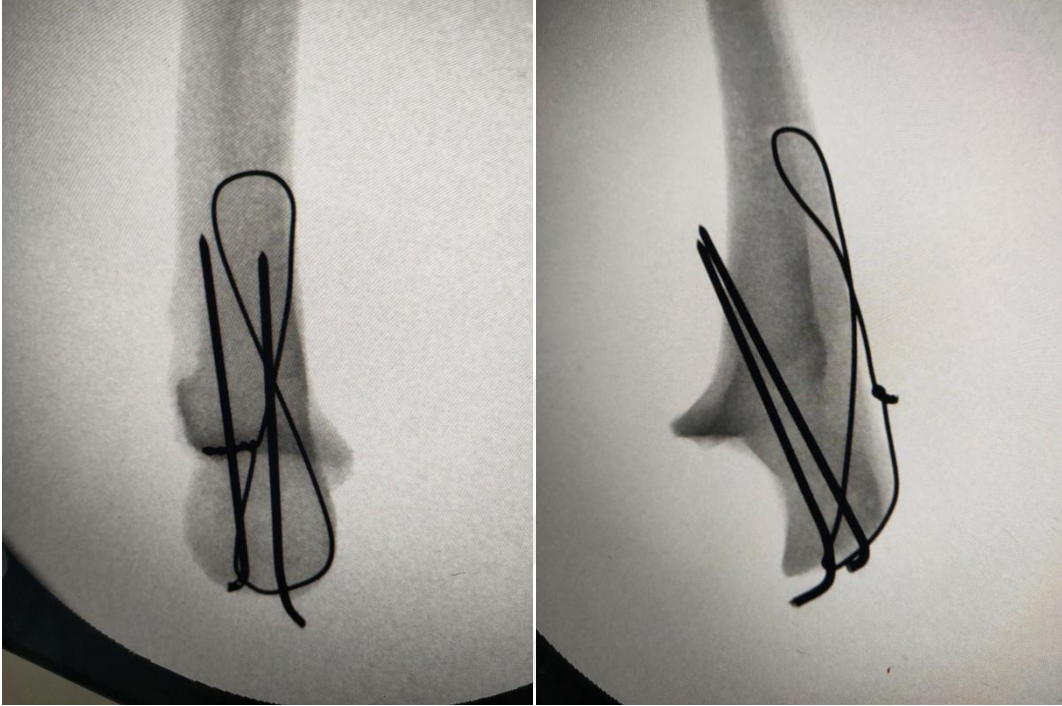


Şekil 9: Grup 3’de kullanılan hazır gergi bandı implantı ve vida örneği

Grup 1 Gergi Bandı İle Tespit

Kırık hattı oluşturulan kemik modellerinde redüksiyon sağlandıktan sonra birbirine paralel iki adet 1,6 mm kirschner (k) teli, koronoid çıkıntı distalinden ön korteksten çıkacak şekilde gönderildi. (24, 25) Kırık hattının yaklaşık 40 mm distalinde 2 mm’lik bir matkapla ulna içinden bir delik açıldı. Açılan delikten 1 mm’lik bir tel geçildi ve K tellerinin uçlarının etrafından sekiz şekilde geçirildi.(25) Telin proksimal ucu ile distal ucu telle birer pense yardımı ile tek

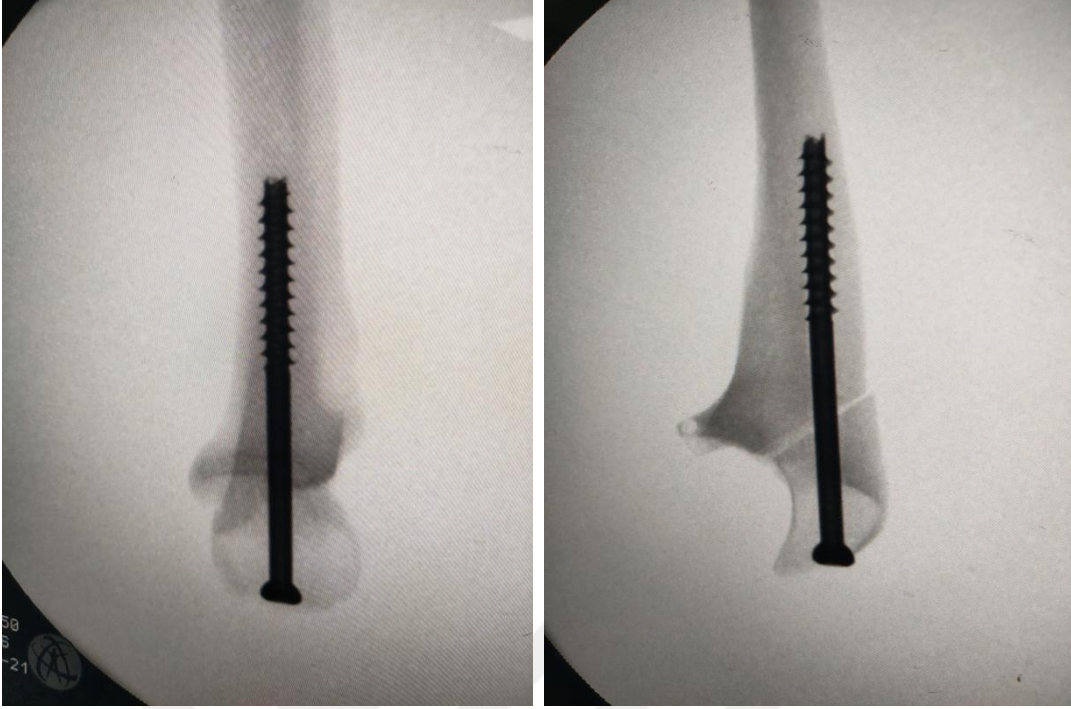
tarafından birbiri üzerine kıvrılarak ilmek haline getirildi ve yeterli gerginlik sağlanana kadar kıvrırma işlemine devam edildi. Ardından ilmiğin fazla kısmı kesilerek büküldü. Ardından k telleri bükülüp ilerletildi. (Şekil 13-14) Gruptaki her model AP ve lateral grafi çekilerek kontrol edildi (Şekil 10)



Şekil 10: Gergi bandı ile tespit grubundan ap lateral grafiği örneği

Grup 2 Başlı Kanüllü Vida ile Tespit

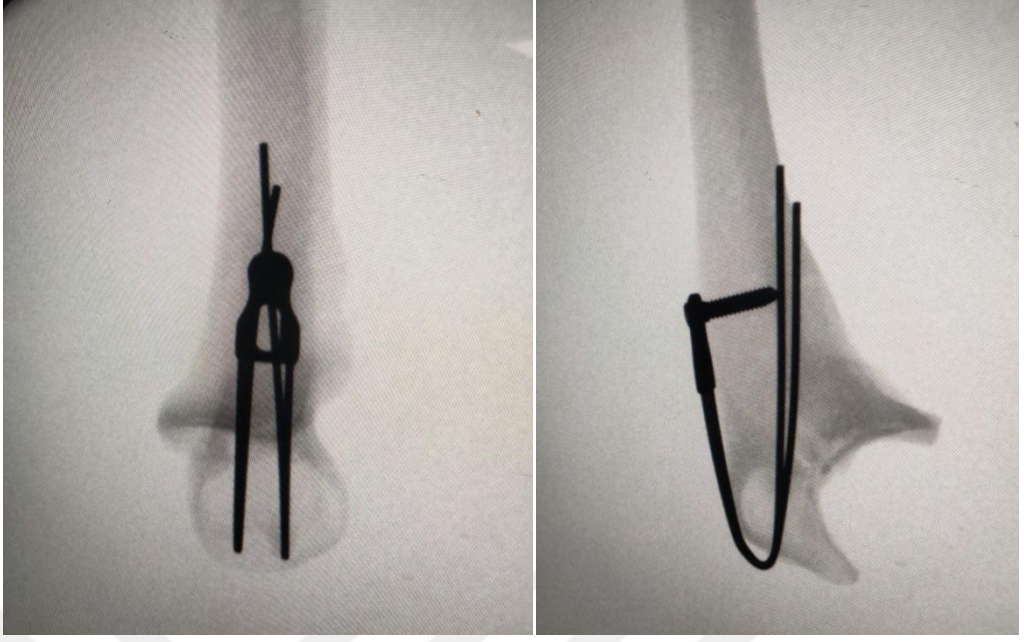
Kırık hattı oluşturulmasının ardından kırık redüksiyonu sağlandığında intramedüller kılavuz tel gönderildi tel üzerinden olekranon ve ulnanın intramedüller kanalı 4.5 mm matkap ile delindi. (26, 27) 6,5 mm'lik 7.5 cm uzunluğunda başlı kanüllü (spongioz) vida ile kırık hattı fiske edildi.(Şekil 13-14) Gruptaki her model skopide AP ve lateral grafi çekilerek kontrol edildi (Şekil 11).



Şekil 11: Başlı kanüllü vida ile tespit grubundan ap lateral grafi örneği

Grup 3 Hazır Gergi Bandı İle Tespit

Kırık hattı oluşturulan kemik modellerinde redüksiyon sağlandıktan sonra 2 mm'lik hazır gergi bandı implantına uygun olekranon tipine kılavuz yerleştirildi. Ardından kılavuz üzerinden hazır gergi bandı implant sisteminin geçeceği kanal drill yardımıyla açıldı. Açılan kanallardan hazır gergi bandı implant sistemi implantın tepesine oturan ilerletici sistem yerleştirildi. Bir çekiç yardımıyla implant olecranona oturacak şekilde ilertildi. Kırık hattının distalinden implant üzerinden drillemenin ardından 1 adet 3.5 mm'lik 18 mm uzunluğunda kilitli vida gönderilerek kırık fiksasyonu sağlandı. (Şekil 13-14) Fiksasyonun ardından her model skopide AP ve lateral grafi ile kontrol edildi. (Şekil 12)



Şekil 12: Hazır gergi bandı implant ile tespit grubundan ap lateral grafi örneği



Şekil 13: Vida , hazır gergi bandı implantı ve gergi bandı numunelerin posteriordan görünümü



Şekil 14: Vida , hazır gergi bandı implantı ve gergi bandı numunelerin lateralden görünümü

3.3 Biyomekanik Testler

Biyomekanik çalışma Kocaeli üniversitesi Biyomedikal mühendisliği bölümü Biyomekanik anabilim dalında biyomekanik laboratuvarında gerçekleştirilmiştir

Kemik modelleri ilk olarak elektromekanik universal test cihazına bağlandı. Cihazın yük hücresinin kapasitesi 20 kN'dur. Hazırlanan kemik modelleri ilk olarak cihazın test bölgesinin tabanına sabitlendi. Sabitleme mekanik olarak bir mengene ile kemik modelinin sıkıştırılması ve distal kemik ucunda da kemiğin hareket etmeyecek şekilde sıkıştırılması ile yapıldı. Dirseğin 90° fleksiyonunda triseps kasının hareketini simüle eden çelik tel tarafından üretilen çekme kuvveti değerlendirildi. (28) Kemiğin proksimal ucuna bağlanan çelik telin diğer ucu ise universal test cihazının hareketli üst çenesine bağlandı. Kemiğin proksimal ucuna bağlanan çelik telin kesme kuvvetinden dolayı kemik kırık hattına etki etmeden ayrılmasına karşın, gerilmeyi azaltmak için tellerin çıkış uçlarında şekilde görüldüğü gibi pullar kullanıldı.(Şekil 15) Böylece çelik tel kullanılarak etki ettirilen çekme kuvvetinin tüm proksimal kemiğe yayılması sağlandı. Şekil 15 'de bir numunenin deney cihazında sabitlenmiş görüntüsü görülmektedir.



Şekil 15: Kemik modelinin biyomekanik test cihazına bağlanması ve çelik tel ile triceps gücünün değerlendirilmesi

Bu deneydeki test işleminde çelik telin çekme kuvveti uygulaması gerçekte triceps kasını temsil etmektedir. Ancak uygulanan kuvvet artan bir şekilde uygulanmaktadır. Bunun sonucunda numune kopunca ya da kemik kırık hattının fazla açılması durumunda deney sonlandırılmıştır.

Deney başlangıcında telin boşluğunu almak için 20 N'luk bir ön yükleme uygulanmıştır. Dolayısıyla deney kaydı 20 N'a ulaştıktan sonra başlamıştır. Deney hızı ise 10 mm/dk olarak uygulanmıştır. Deney esnasında veriler bir txt dosyasına kaydedilerek bir spreadsheet editör yazılımı ile grafikleri çizdirilmiştir. Bu verilere göre kuvvet-uzama grafiğinden stiffness yani direngenlik yani rijitlik değeri hesaplanmıştır. (29) Rijitlik katsayısı lineer olarak kabul edilen eğirinin eğimi olarak alınmıştır. Son olarak her bir kemik modeline kopma noktasına kadar yük uygulanarak (27) kemik modellerin dayandıkları maximum Newton ve maximum newtondaki ayrışma miktarları hesaplandı.

3.4 İstatiksel Analiz

Bu çalışmada elde edilen veriler IBM Statistical Package for Social Sciences (SPSS) Statistics 22 software (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) ile analiz edildi. Değişkenler için dağılımın normalliği Shapiro Wilk Normality testi ile test edildi. Normal dağılımı olmayan değişkenler için parametrik olmayan testler kullanıldı. Normal dağılımı olmayan sürekli veriler Mann-Whitney U testi ve

Kruskal Wallis testi ile analiz edildi. Kantitatif veriler ortalama, standart sapma, medyan, çeyrek skala, minimum ve maksimum değerler olarak ifade edildi. Güven aralığı %95, p değeri 0.05'ten küçük olması istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



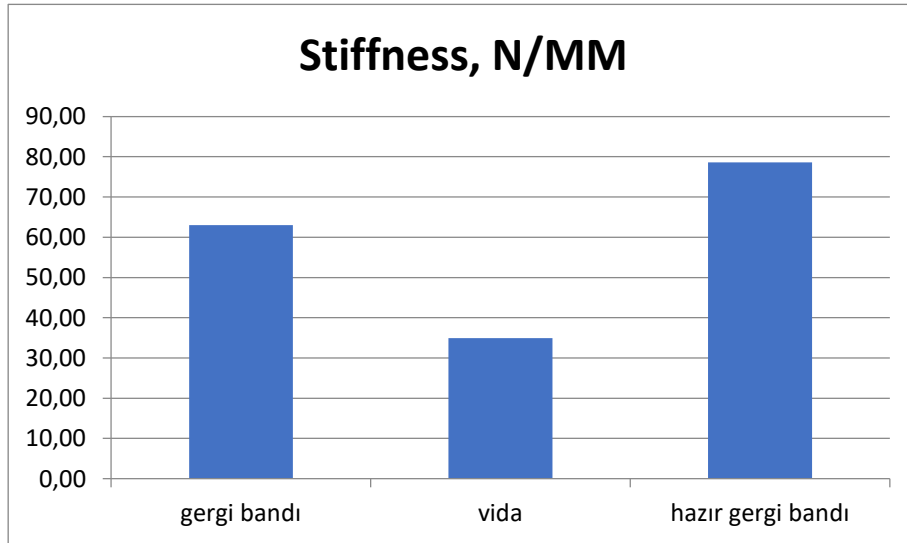
4. BULGULAR

Çalışmamızda kullandığımız örneklem grupları dikkate alınarak daha önceden de belirtildiği gibi her grupta sekiz adet numune olmak üzere üç grup incelendi (Tablo 1).

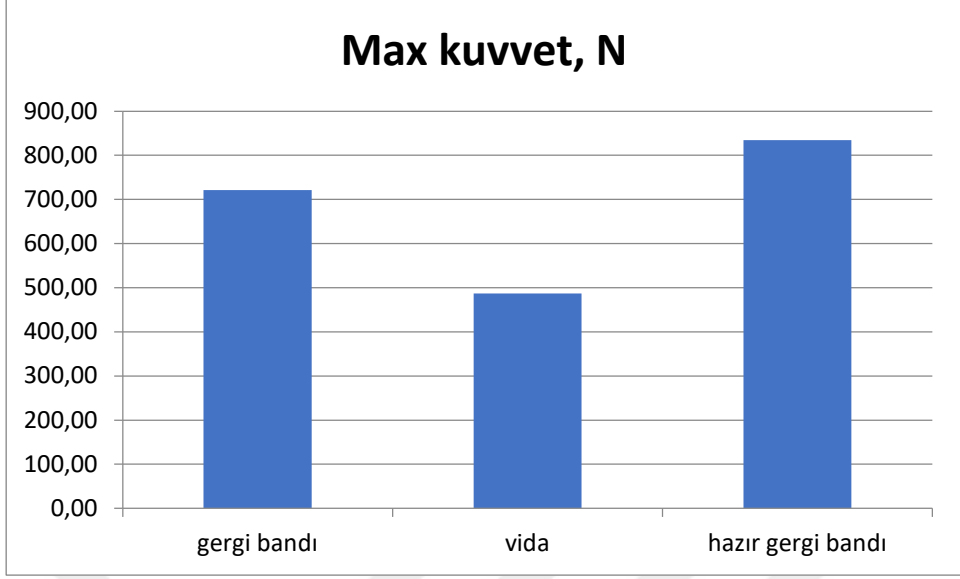
		n	%
Gruplar	Gergi bandı	8	33.3
	Vida	8	33.3
	Hazır gergi bandı	8	33.3
	Total	24	100

Tablo 1: Grup değişkeni tanıtıcı istatistikleri

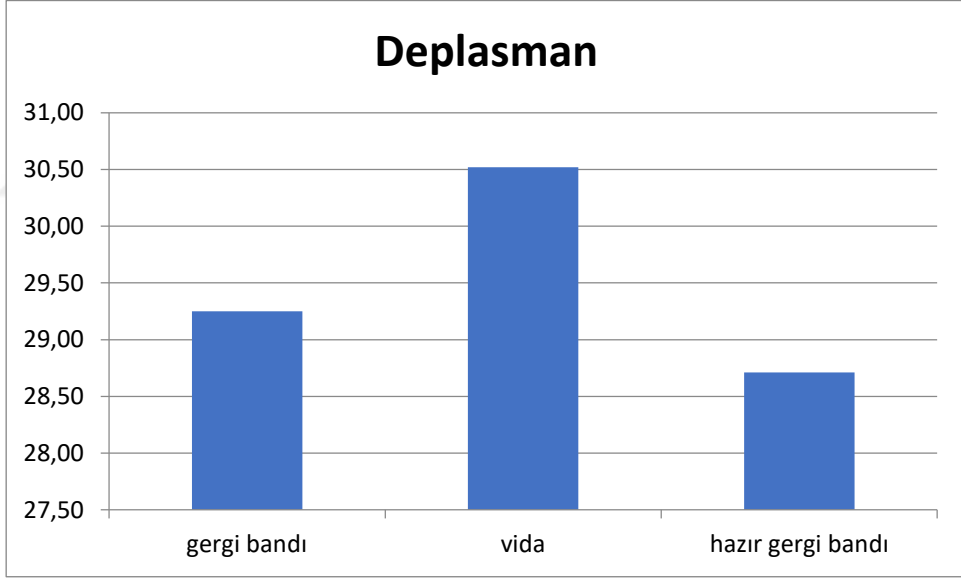
Veriler kullanılarak; sistemin maksimum kuvvete dayanımı, sistemin maksimum kuvvet anındaki ayırışma miktarları ve stiffness değerleri grafik haline getirildi. (Grafik 1-3)



Grafik 1: Gruplara ait stiffness değerlerinin dağılımı



Grafik 2: Gruplara ait maksimum dayandıkları kuvvete ait dağılımı



Grafik 3: Gruplara ait maksimum kuvvetteki deplasmana ait dağılımı

Veriler kullanılarak gruplar arasındaki maksimum kuvvet, maksimum kuvvette deplasman ve stiffness değerleri tablo haline getirildi. (Tablo 2-3)

	Stiffness, N/mm	Max kuvvet (N)	Deplasman (mm)
Grup 1	63.03±26.20	721.62±230.24	29.25±7.41
Grup 2	34.93±7.33	486.62±134.63	30.52±4.74
Grup 3	78.61±31.90	834.38±189.90	28.71±5.98

Tablo 2: Grupların ortalama stiffness, maksimum kuvvet, maksimum kuvvette deplasman değerleri ve standart sapmaları

	Grup 1 - Grup 2	Grup 1 - Grup 3	Grup 2 - Grup 3
Stiffness	0.005	>0.05	0.012
Max kuvvet	0.018	>0.05	0.005
Deplasman	>0.05	>0.05	>0.05

Tablo 3: Gruplar arasında değerlendirmede p değerleri

Gruplar arasında deplasman değerleri açısından yapılan değerlendirmede hazır gergi bandı grubunun gergi bandı ve vida grubundan daha az deplasman değerleri olduğu gözlenirse de istatistiksel analizde deplasman değerleri açısından gruplar arasında anlamlı fark saptanmadı. ($p>0.05$)

Gruplar arasında maksimum kuvvete dayanım açısından yapılan değerlendirmede hazır gergi bandı grubunun gergi bandı grubundan daha fazla maksimum kuvvete dayandığı gözlenirse de yapılan istatistiksel analizde iki grup arasında anlamlı fark saptanmadı. ($p:0.227$) Gergi bandı grubu ve vida grubu arasında yapılan değerlendirmede gergi bandı grubunun daha fazla maksimum kuvvete dayandığı gözlendi. Yapılan istatistiksel analizde iki grup arasında anlamlı fark gözlendi. ($p:0.018$) Hazır gergi bandı grubu ve vida grubu arasında yapılan

değerlendirmede hazır gergi bandı grubunun vida grubundan daha yüksek kuvvetlere dayandığı gözlemlendi. Yapılan istatistiksel analizde iki grup arasında anlamlı fark gözlemlendi. (p:0.05) Bu durum bize hazır gergi bandı ve gergi bandı gruplarının vida grubuna göre daha yüksek maksimum kuvvete sahip olduğunu ve bunun da istatistiksel olarak anlamlı olduğunu göstermiştir. Gergi bandı ve hazır gergi bandı grupları arasında anlamlı fark saptanmamıştır.

Gruplar arasında stiffness değerleri açısından yapılan değerlendirmede hazır gergi bandı grubunun gergi bandı grubundan daha yüksek direngenliğe sahip olduğu gözlemlense de yapılan istatistiksel analizde iki grup arasında anlamlı fark saptanmadı. (p:0.345) Gergi bandı grubu ve vida grubu arasında yapılan değerlendirmede gergi bandı grubunun daha yüksek direngenliğe sahip olduğu gözlemlendi. Yapılan istatistiksel analizde iki grup arasında anlamlı fark gözlemlendi. (p: 0.005) Hazır gergi bandı grubu ve vida grubu arasında yapılan değerlendirmede hazır gergi bandı grubunun vida grubundan daha yüksek direngenliğe sahip olduğu gözlemlendi. Yapılan istatistiksel analizde iki grup arasında anlamlı fark gözlemlendi. (p:0.012) Bu durum bize hazır gergi bandı ve gergi bandı gruplarının vida grubuna göre daha yüksek direngenliğe sahip olduğunu ve bunun da istatistiksel olarak anlamlı olduğunu göstermiştir. Gergi bandı ve hazır gergi bandı grupları arasında anlamlı fark saptanmamıştır.

5. TARTIŞMA

Olekranon kırıkları sık karşılaşılan bir travmadır. Bu kırıkların tedavisinde bir çok tedavi yöntemi tanımlanmıştır. Olekranon kırıklarının cerrahi tedavisinde dört temel yöntem kullanılmaktadır. Gergi bandı fiksasyonu, intramedüller fiksasyonu, plak fiksasyonu ve proksimal parçanın triceps ileletme ile eksizyonu. Olekranon kırıklarında birçok tedavi uygulanmasına rağmen implant teknolojisinin gelişmesi ile birlikte farklı kırıklarda olduğu gibi olekranon kırıklarında da yeni implantlar üretilmektedir, bunlardan biri de hazır gergi bandı implantıdır. Hazır gergi bandı implantının biyomekanik olarak klasik tedavi yöntemlerinden gergi bandı ve intramedüller vida ile karşılaştırarak olumlu ve olumsuz yönlerini araştırmayı hedefliyoruz.

Gergi bandı fiksasyonu, parçalanmamış kırıkların tedavisinde kullanılan en yaygın internal fiksasyon tekniğidir.(23) Bu tekniğin uygulanmasında k tellerinin intramedüller ve ya transkortikal uygulanması gibi seçenekleri ve ya serklaj telin dairesel ve ya 8 konfigürasyon gibi seçenekleri mevcuttur. Kaiyang Wang (29) ve arkadaşlarının sentetik ulna modelinde yaptıkları biyomekanik bir çalışmada gergi bandı sisteminin transkortikal ve intramedüller olarak karşılaştırdılar. Stiffnes değerleri hesaplanarak yapılan çalışmada transkortikal K-teli konfigürasyonu intramedüller fiksasyona göre daha fazla sertlik ve dayanıklılık sağlamıştır. Transkortikal k teli kullanılarak yapılan grupta stiffnes değerleri $63,467 \pm 14,063$ N/mm olarak hesaplanmıştır.(29) Bu değerler çalışmamızda kullandığımız gergi bandı grubuyla benzerdir. Mullett ve arkadaşları klinik ve biyomekanik olarak yaptıkları çalışmalarında bikortikal yöntemin biyomekanikte önemli ölçüde daha stabil olduğunu gösterdiler.(30) ancak fizyolojik açıdan daha uygun bir çalışmada, siklik yüklemeye sonra intramedüller ve trans-kortikal K-teli teknikleri arasında kırık aralığı açısından bir fark yoktu.(1) Wulian Wang ve arkadaşları yaptıkları çalışmada dairesel ve 8 konfigürasyonu karşılaştırdılar yaptıkları çalışmada dairesel konfigürasyon ve sabitlemenin en düşük sabitleme gücüne sahip olduğunu, sekiz kablolama ve vida sabitlemenin ise benzer sabitleme gücüne sahip olduğunu göstermiştir.(31) Yapılan çalışmalar ışığında biz de çalışmamızda biyomekanik olarak daha stabil olduğunu düşündüğümüz hazır gergi bandı ile karşılaştırıldığında daha objektif

sonuçlar elde edeceğine inandığımız transkortikal yaklaşım ile 8 konfigürasyon yöntemini tercih ettik.

Olekranon kırıklarında yaygın kullanılan diğer cerrahi yöntemler de kanüllü vida ve plak ile fiksasyondur. Plak ile fiksasyon sık kullanılan bir cerrahi tekniktir. (32-35) Bu teknik özellikle parçalı kırıklarda ve osteoporotik kemikte endikedir ancak basit iki parçalı kırıklarda da kullanılabilir. (32, 33) Sawbone ile yapılan biyomekanik çalışmada Mayo 2A olekranon kırıklarında bikortikal K-teli ile gergi bandı ve kanüllü vida ile uygulanan gergi bandı tespitinin dayanıklılık ve stabilite açısından değerlendirildi. (36) Fleksiyon bükme siklik yüklemesinde iki sabitleme arasında anlamlı bir fark saptanmasa da, varus bükme döngüsel yüklemesinde K-teli ile uygulanan gergi bandı anlamlı derecede daha stabil bir sabitleme sağladı. Murphy ve arkadaşları (37) farklı uzunluklarda 6,5 mm'lik vidalar kullanmışlar ve vida gergi bandı ile intramedüller K-teli gergi bandı fiksasyonu yapıları arasında fark bulamamışlardır. Tek bir geniş çaplı intramedüller vidanın kullanılması da savunulmaktadır.(19) Alexander Hahn (38) ve arkadaşları olekranon kırıklarında kadavra ile yaptıkları biyomekanik çalışmada gergi bandının, intramedüller vida ve plak ile karşılaştırıldığında, ani implant başarısızlığı riskinin daha yüksek olduğunu ve teknikler arasında kırık kompresyonu açısından fark olmadığını buldular. Ancak bazı yapılan çalışmalarda da tek başına intramedüller vida kullanıldığında, gergi bandı teli ile karşılaştırıldığında daha fazla tespit kaybı olduğunu göstermiştir. (39) Biz de yaptığımız çalışmada sadece vida uygulanan grupun stiffnes değerleri karşılaştırıldığında gergi bandı ve hazır gergi bandına oranla anlamlı olarak daha az direngenliğe sahip olduğunu bulduk.

Hazır gergi bandı sistemi medial malleol, patella, akromioklavikular kırıklar, tüberositas tibia kopma kırıkları, tuberculum majus kopma kırıkları, sias kopma kırıklarında kullanıldığı gibi olekranon kırıklarında da kullanılmaktadır. Hazır gergi bandı sisteminin medial malleol kırıklarında yapılan bir biyomekanik çalışmasında hazır gergi bandı sistemi, bikortikal vida, gergi bandı ve malleol vidasına istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek dirence sahipti. (40) Aksiyal kuvvet uygulandığında 2 mm'lik yer değiştirme kuvveti arasındaki ilişki

incelendiğinde, hazır gergi bandının bikortikal vidaya göre anlamlı derecede daha düşük yer değiştirmeye sahip olduğu gergi bandı ile istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmazken malleol vidaya göre anlamlı derecede yüksek olduğu görüldü. Hazır gergi bandının uygulandığı medial malleol kırıklarıyla ilgili çalışma bize hazır gergi bandının olekranon kırıklarında yeni bir yöntem olarak uygulanabilir olabileceğini düşündürdü.

Hazır gergi bandına benzer yapısal özelliklere sahip olekranon sled implantı da mevcuttur. Bu yöntemle de yapılan çalışmalar literatürde yer almaktadır. Cameron Kia ve arkadaşlarının yapmış olduğu biyomekanik bir çalışmada Olecranon Sled implantı geleneksel intramedüller vida ve gergi bandı yapısıyla karşılaştırıldı.(27) Olecranon Sledin geleneksel sabitleme yöntemiyle karşılaştırıldığında eşit derecede güçlü olduğunu ve gruplar arasında başarısızlığa kadar yük açısından anlamlı bir fark olmadığını buldular. Jan Dieterich ve arkadaşlarının(41) olekranon sled ile yaptıkları biyomekanik çalışmada ise Dirsek 90° fleksiyondayken triseps kasının çekmesiyle olekranon sled ile ortalama 0,23 mm ve gergi bandı telleriyle 0,20 mm'lik bir kırık aralığıyla sonuçlandı; bu istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. Benzer özelliklere sahip hazır gergi bandı implantıyla yaptığımız çalışma da olekranon sled ile yapılan çalışmalara benzer sonuçlar vermiş olup bu da çalışmamızın güvenilirliği açısından anlamlıdır.

Olekranon kırıklarında önemli konulardan biri de cerrahi süredir. Uzun cerrahi süre kanamanın fazla olmasına neden olabilmektedir. Olekranon sled ile yapılan biyomekanik çalışmada implant yerleştirme Olecranon sled için 339 ± 9 saniye ve intramedüller vida ile gergi bandı grubu için 344 ± 18 saniyeydi. Gruplar arasında implant yerleştirme süresi açısından anlamlı bir fark bulunmadı. (27) Thomas C. Koslowsky ve arkadaşları (42) yaptıkları biyomekanik çalışmada gergi bandı için geçen süreyi 229 saniye olarak buldular. Michael H. Amini ve arkadaşları (43) yaptıkları çalışmada Gergi bandı için ameliyat süresi (55 dakika) , kilitli plak fiksasyonuna (85 dakika) göre anlamlı daha kısaydı. Literatürü taradığımızda hazır gergi bandı için cerrahi süreyi içeren klinik çalışma bulamadık. Buna yönelik yapılacak çalışmalar da hazır gergi bandının kullanımı açısından önemli bilgiler vereceği kanaatindeyiz.

Dorsal olekranon ince bir subkutan tabakaya sahiptir ve ele gelen veya semptomatik implant söz konusu olduğunda hastalar için ciddi bir sorun olarak karşımıza çıkabilir. Olekranon kırıklarının internal tespitinden sonra, çıkarılmasını gerektiren implant irritasyonu en sık görülen komplikasyonlardan biridir.(13) İmplant irritasyon ilgili şikayetler vakaların %80'ine kadar rapor edilmiştir. (44) Gergi bantları için %20 ila %100'lük çıkarma oranları rapor edilmiştir.(45-48) Kortikal penetrasyonu savunanlar bunun K-teli migrasyonu riskini azalttığına inanıyor ve kadavra çalışmaları ön kortekse nüfuz eden K-tellerinin "dışarı çekilmek" için intramedüller K-tellerinden yaklaşık iki katı kuvvete ihtiyaç duyduğunu gösteriyor.(30, 49) İmplantın çıkarılması ihtiyacının beş kat daha az olduğunu savunuyorlar. Olekranon kırıklarında intramedüller yaklaşımla ilgili yapılan çalışmalarda mevcuttur. Gergi bandı kablolaması yerine vida kullanılması da implant çıkarma oranlarının azalmasına yol açmıştır.(50) Bunlardan Olekranon için intramedüller çivilerin düşük donanım çıkarma oranlarına sahip olduğu gösterilmiştir.(51) Bir klinik seride, ameliyattan 1 yıl sonra kilitli intramedüller çivi kullanımından sonra yumuşak dokuda tahriş olmadığı ve implantın çıkarılması olayının yaşanmadığı ortaya konmuştur.(52)

İmplant irritasyonu ve çıkarılma gerekliliği açısından gergi bandı ve plakları karşılaştıran çalışmalar da literatürde mevcuttur. Gergi bandı tellemesi sonrasında belirgin ağrılı implant insidansının, kompresyon plaklamasına göre daha yüksek olduğu rapor edilmiştir.(46, 53) Tarallo ve arkadaşları(54) Mayo 2A ve 2B kırığı olan 78 hastada gergi bandı fiksasyonunu kilitli veya kilitli olmayan olekranon plağıyla karşılaştırdılar. Mayo 2A alt grubu veya 2B alt grubu analiz edildiğinde her iki kırık paterni gruplandırıldığında gergi bandı grubunda implant çıkarılmasında istatistiksel olarak anlamlı bir artış görüldü. Schliemann ve arkadaşları (55) Mayo 2A kırıklarındaki 13 olekranon Kilitli kompresyon plaklarıyla 13 gergi bandı tespit yapısında klinik ve radyolojik sonuçları karşılaştırdılar. Kilitli plak grubunda 6 hastanın, gergi bandı grubunda ise 12 hastanın implantları çıkarılması gerektiğini buldular. Simpson ve arkadaşları (56) LCDC kaplama sonrasında hiçbir semptomatik implant irritasyonu vakası bildirmemesine rağmen, Bailey (48) ve arkadaşları hastaların %20'sinde plağın çıkarılması gerektiğini bildirdi.

Cameron Kia (27) ve arkadaşlarının yapmış olduğu biyomekanik çalışmada Olecranon Sled implantının intramedüller vida ve gergi bandıyla arasında dorsal çıkıntıları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını ancak lateral dorsal belirginlikteki 0,8 mm'lik farkın klinik olarak anlamlı olup olmadığı bilinmemediğini söylediler. İmplant belirginliğinin azalmasına ilişkin bulguların semptomatik implant çıkarılmasının azaltılmasında önemli bir klinik rol oynayabileceğini düşünüyorlar.(27) Lorio ve arkadaşları(57) Olecranon sledi olecranon osteotomilerinde kullandıklarını bildirmişlerdir. 14 hastadan 1'inde (%7,1) çıkarılması gereken semptomatik implant irritasyonu mevcuttu; bu, gergi bandı oranlarının çok altındadır. Lovy ve arkadaşları (58) 22 hastada Olecranon sled ile tedavi edilen deplase olecranon kırıklarını minimum 1 yıllık takiple retrospektif olarak incelediler. Takip sırasında implanta bağlı herhangi bir komplikasyon görülmediğini bildirdiler.

Hazır gergi bandının intramedüller pinlerinin aksine, gergi bandının K tellerinin serkraj teline fiziksel olarak bağlı olmaması k telininin yer değiştirmesi ve implant irritasyonuna neden olabilmektedir. Hazır gergi bandı implantında intramedüller pinler dorsal kortekse oturan implantta kadar devam edip vida ile kemiğe sabitlenmektedir. Olecranon sled ve plak uygulanan hastalarda implant irritasyonun daha az olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir. Hazır gergi bandının da olecranon sled ve plağa benzer fiziksel yapısından yola çıkarak hazır gergi bandı implantında implant yer değiştirmesi ve implant irritasyonu komplikasyonu gelişmeyeceğini öngörmekteyiz.

Olecranon kırıklarından sonra sıklıkla ekstansiyon kaybı görülür.(45) Karşı tarafa kıyasla ortalama %10 ila %15 arasında bir kayıp beklenir ve sıklıkla %75'e kadar çıkabilir.(59, 60) Eğer tespit yeterince güvenilirse, pasif ve aktif yardımcı hareket açıklığının ameliyat sonrası ilk günde başlayabileceğini düşünülüyor.(13) Pasif hareket kırık bölgesinde daha az distraksiyona neden olur ve rehabilitasyon sürecinin erken aşamalarında başlanabilir.(1) Gergi bandı yapısı kullanılıyorsa, 2 hafta boyunca splintlemeyi ve ardından hareket açıklığı egzersizleri öneriliyor. Plaklama erken güçlendirme için yeterli stabilite sağlıyor gibi görünse de, biyomekanik veriler plakların hafif hareketlere direnç göstereceğini, ancak sandalyeden kalkmak gibi daha aktif hareketlere direnç

gösteremeyeceğini göstermektedir.(61) Daha iyi nihai sonuçlarla bağlantılı olan dirseğin erken hareketine izin vermek için stabil sabitleme çok önemlidir.(56) Hume ve arkadaşları (46) her kohortta 20 hasta bulunan 40 hastayı içeren prospektif randomize bir çalışmada gergi bandı ile plaklamayı karşılaştırdı. 6. ayda hareket açıklığı her iki grup arasında farklılık göstermedi. Bryan Y.J. Tan (62) ve arkadaşlarının yaptığı retrospektif bir çalışmada gergi bandını plak ile fiksasyonla karşılaştırıldı. Her iki grup için de 1 yılda elde edilen nihai hareket aralığı arasında istatistiksel bir fark yoktu. Erken hareket başlanması sonrasında gelişebilecek ekstansiyon kaybı için önemlidir. Stabil bir sabitlemeyle erken hareket başlamak mümkündür. Bu yüzden bu tür kırıklarda stabil ve mekanik olarak kuvvetli bir sabitleme çok önemlidir.

İmplantların kendi maliyetleri ve cerrahi sonrası implant irritasyonu ve ya kaynamama gibi çelişti komplikasyonlar nedeniyle gerekebilecek ikinci cerrahinin maliyetleri de tartışmalara neden olmuştur. Duckworth ve arkadaşlarının(63) yapmış oldukları Plak ile gergi bandını karşılaştıran prospektif bir çalışmada kaynama, işlev veya maliyetler açısından bir fark yoktu ve bu plak ile implant çıkarma oranının az olmasıyla ilişkilendirildi. Powel arkadaşları(64) yapmış oldukları retrospektif çalışmada plak vida uygulamasının gergi bandına kıyasla implant çıkarma oranının daha az olmasından dolayı daha az maliyetli olduğu sonucuna varmışlardır. Tan ve arkadaşları (62) bu çalışmaları desteklemeyen gergi bandı uygulamasının daha ekonomik olduğu sonucuna varmışlardır. Çalışmamızda hazır gergi bandının biyomekanik olarak güçlü bir fiksasyon sağlaması ve plağa benzer yapısal özellikleri göz önüne bulundurulduğunda daha maliyet etkin bir seçenek olduğunu öngörmekteyiz.

Sawbone kemiği, kadavra, hayvan kemiği, sentetik bileşik (kompozit) modeller gibi malzemelerle biyomekanik çalışmalar yapılıyor. Kadavra kullanılarak biyomekanik çalışmalarda tutarlı değerlendirmeler yapmak mümkün olsa da kadvranın yeterli sayıda olmaması, geniş yaş aralığının etkilerine maruz kalması, vücut yapısı, farklı sağlık durumları ve uygun kemik yoğunluğu olmayan örnekler gibi dezavantajları mevcuttur.(65) Sawbone kemiği modelleri kadavra kemiğinin mekanik özelliklerini temsil etmese de, mekanik testlerde

tespit tekniği dışında tüm koşullar aynı olduğundan göreceli mekanik stabilite tutarlılık altında test edilebilir.(66) Bu çalışmada olekranon mayo tip 2A kırık modellemesi için sawbone kemiklerini tercih ettik ancak kadavra kemikleri kullanarak da yapılacak olan çalışmalar hazır gergi bandının olumlu olumsuz yönleri açısından daha fazla bilgi vereceği kanaatindeyiz.

İnsan kadavra kemiği kullanımında standardizasyon sorunları olabileceğinden insan kemiğine benzer yapısal özellikleri olan materyallerin biyomekanik çalışmalarda kullanılmasını çalışmanın güvenirliğini artırmaktadır. Son yıllarda Sentetik bileşik (kompozit) modellerle yapılan biyomekanik çalışmalarda artış görülmektedir. Sentetik bileşik modeller, insan kemiğine biyomekanik açıdan benzerliği ve standart yapıda materyal olanağının olmasıyla biyomekanik çalışmalarda kullanımları artmıştır. (67, 68) bir çok anatomik bölgede kullanılan sentetik bileşik modellerin olekranon için de uygulanabilirliğini gösterilmiştir.(42) alışmamızda, mevcut piyasa koşulları sebebiyle sentetik bileşik modeller kullanılamamıştır. Sentetik bileşik modeller çalışmamızı yapmış olsaydık sonuçlarımızın değeri ve güvenirliği artmış olacağını düşünüyoruz.

Dirsek ekleminin -10 derece ekstansiyon ve 150 derece fleksiyon aralığı vardır.(69) alışmanın zayıf noktaların biri de tek bir düzlemde 90 derece fleksiyonda kuvvet uygulanarak yapılmış olmasıdır. Kuvvetin dirsek anatomisine uygun şekilde, uygun kuvvette ve yönde uygulanarak yapılması önemlidir.

Çalışmanın sınırlamaları arasında hazır gergi bandı implantının sadece 2 adet tespit tekniğiyle karşılaştırılmış olmasının da yer aldığını belirtmek gerekir. Daha fazla numune temin edilip daha fazla tespit seçenekleriyle gruplar oluşturup, çalışma yapılarak farklı açılarda distraksiyon uygulayarak çalışmamızı genişletebilirdik.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda olekranon kırıklarında biyomekanik olarak hazır gergi bandı ile tespitin, başlı kanüllü vida ve gergi bandı ile tespitle, dirsek 90 derecede fleksiyonda iken triseps kasının çekme kuvvetine karşı koymaları kıyaslanmış olup, hazır gergi bandı ve gergi bandının stiffnes ve maksimum kuvvete karşı koyma değerlerinde vidaya göre daha üstün olduğu bulunmuştur. Hazır gergi bandı ile gergi bandı arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmemiştir.

Gruplar arasında maksimum kuvvette ayrışma miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir.

Sawbonelar ile yapmış olduğumuz biyomekanik çalışmayla hazır gergi bandı implantının olekranon kırıklarında vida ve gergi bandı implantı gibi stabil ve güçlü bir fiksasyon sağladığı ve bu tür kırıklarda hazır gergi bandının alternatif bir tedavi olarak uygulanabilir olduğu gösterilmiştir.

Daha fazla sayıda numune, daha uygun materyaller ve daha fazla tespit yöntemiyle birden çok açıda uygulanabilen kuvvetle yapılacak olan biyomekanik çalışmalarla ve hazır gergi bandının klinik etkilerini gösterecek olan klinik çalışmalarla yapmış olduğumuz bu çalışma geliştirilebilir. Gelecekte olekranon kırıklarında yapısı ile implant irritasyonunu en aza indirmesi ve stabilitesi ile rijitliğiyle güçlü fiksasyon sağlaması sayesinde hazır gergi bandı umut vaat etmektedir.

KAYNAKLAR

1. Hutchinson DT, Horwitz DS, Ha G, Thomas CW, Bachus KN. Cyclic loading of olecranon fracture fixation constructs. The Journal of bone and joint surgery American volume. 2003;85(5):831-7.
2. Alcid JG, Ahmad CS, Lee TQ. Elbow anatomy and structural biomechanics. Clinics in sports medicine. 2004;23(4):503-17, vii.
3. Hutchinson MR, Wynn S. Biomechanics and development of the elbow in the young throwing athlete. Clinics in sports medicine. 2004;23(4):531-44, viii.
4. O'Driscoll SW, Jupiter JB, King GJ, Hotchkiss RN, Morrey BF. The unstable elbow. Instructional course lectures. 2001;50:89-102.
5. Martin S, Sanchez E. Anatomy and biomechanics of the elbow joint. Seminars in musculoskeletal radiology. 2013;17(5):429-36.
6. An KN, Morrey BF, Chao EY. The effect of partial removal of proximal ulna on elbow constraint. Clinical orthopaedics and related research. 1986(209):270-9.
7. Callaway GH, Field LD, Deng XH, Torzilli PA, O'Brien SJ, Altchek DW, et al. Biomechanical evaluation of the medial collateral ligament of the elbow. The Journal of bone and joint surgery American volume. 1997;79(8):1223-31.
8. Søjbjerg JO, Ovesen J, Nielsen S. Experimental elbow instability after transection of the medial collateral ligament. Clinical orthopaedics and related research. 1987(218):186-90.
9. Regan WD, Korinek SL, Morrey BF, An KN. Biomechanical study of ligaments around the elbow joint. Clinical orthopaedics and related research. 1991(271):170-9.

10. Chew ML, Giuffrè BM. Disorders of the distal biceps brachii tendon. *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc.* 2005;25(5):1227-37.
11. Safran MR, Baillargeon D. Soft-tissue stabilizers of the elbow. *Journal of shoulder and elbow surgery.* 2005;14(1 Suppl S):179s-85s.
12. King GJ, Morrey BF, An KN. Stabilizers of the elbow. *Journal of shoulder and elbow surgery.* 1993;2(3):165-74.
13. Baecher N, Edwards S. Olecranon fractures. *The Journal of hand surgery.* 2013;38(3):593-604.
14. Wiegand L, Bernstein J, Ahn J. Fractures in brief: Olecranon fractures. *Clinical orthopaedics and related research.* 2012;470(12):3637-41.
15. Hak DJ, Golladay GJ. Olecranon fractures: treatment options. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons.* 2000;8(4):266-75.
16. Duckworth AD, Clement ND, Aitken SA, Court-Brown CM, McQueen MM. The epidemiology of fractures of the proximal ulna. *Injury.* 2012;43(3):343-6.
17. Colton CL. Fractures of the olecranon in adults: classification and management. *Injury.* 1973;5(2):121-9.
18. Sullivan CW, Desai K. Classifications in Brief: Mayo Classification of Olecranon Fractures. *Clinical orthopaedics and related research.* 2019;477(4):908-10.
19. Morrey BF. Current concepts in the treatment of fractures of the radial head, the olecranon, and the coronoid. *Instructional course lectures.* 1995;44:175-85.
20. Lubberts B, Janssen S, Mellema J, Ring D. Quantitative 3-dimensional computed tomography analysis of olecranon fractures. *Journal of shoulder and elbow surgery.* 2016;25(5):831-6.

21. Morrey BF. Current concepts in the management of complex elbow trauma. *The surgeon : journal of the Royal Colleges of Surgeons of Edinburgh and Ireland*. 2009;7(3):151-61.
22. Morrey BF, Sotelo JS, Morrey ME. *Morrey's The Elbow and Its Disorders* E-Book: Elsevier Health Sciences; 2017.
23. Newman SD, Mauffrey C, Krikler S. Olecranon fractures. *Injury*. 2009;40(6):575-81.
24. Powell AJ, Farhan-Alanie OM, Bryceland JK, Nunn T. The treatment of olecranon fractures in adults. *Musculoskeletal surgery*. 2017;101(1):1-9.
25. Gathen M, Jaenisch M, Peez C, Weinhold L, Schmid M, Welle K, et al. Plate fixation and tension band wiring after isolated olecranon fracture comparison of outcome and complications. *Journal of orthopaedics*. 2020;18:69-75.
26. Bosman WPF, Emmink BL, Bhashyam AR, Houwert RM, Keizer J. Intramedullary screw fixation for simple displaced olecranon fractures. *European journal of trauma and emergency surgery : official publication of the European Trauma Society*. 2020;46(1):83-9.
27. Kia C, Dukas AG, Marshall ST, Voss A, Obopilwe E, Browner BD, et al. Biomechanical Comparison of Olecranon Sled Versus Intramedullary Screw Tension Banding for Olecranon Osteotomies. *Orthopaedic journal of sports medicine*. 2018;6(12):2325967118816075.
28. Kim W, Choi S, Yoon JO, Park HY, Kim SH, Kim JS. Double tension band wiring for treatment of olecranon fractures. *The Journal of hand surgery*. 2014;39(12):2438-43.
29. Wang K, Lu Y, Shen Y, Cai W, Zhan S, Ding J. Where should the pins be placed to decrease the failure rate after fixation of a Mayo IIA olecranon fracture? A biomechanical analysis. *Injury*. 2020;51(7):1522-6.

30. Mullett JH, Shannon F, Noel J, Lawlor G, Lee TC, O'Rourke SK. K-wire position in tension band wiring of the olecranon - a comparison of two techniques. *Injury*. 2000;31(6):427-31.
31. Wang W, Wu G, Shen F, Zhang Y, Liu X. A biomechanical experiment and clinical study of the use of figure of eight plus circular wiring fixation for the treatment of olecranon fractures. *Experimental and therapeutic medicine*. 2012;4(6):1081-6.
32. Nork SE, Jones CB, Henley MB. Surgical treatment of olecranon fractures. *American journal of orthopedics (Belle Mead, NJ)*. 2001;30(7):577-86.
33. Wood T, Thomas K, Farrokhyar F, Ristevski B, Bhandari M, Petrisor B. A survey of current practices and preferences for internal fixation of displaced olecranon fractures. *Canadian journal of surgery Journal canadien de chirurgie*. 2015;58(4):250-6.
34. den Hamer A, Heusinkveld M, Traa W, Oomen P, Oliva F, Del Buono A, et al. Current techniques for management of transverse displaced olecranon fractures. *Muscles, ligaments and tendons journal*. 2015;5(2):129-40.
35. Buijze G, Kloen P. Clinical evaluation of locking compression plate fixation for comminuted olecranon fractures. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2009;91(10):2416-20.
36. Murat K, ERTEM F. Comparison of Tension Band Wiring Method Applied with K-wire or Cannulated Screw in Mayo 2A Olecranon Fracture Fixation: A Biomechanical Study. *Duzce Medical Journal*.24(2):152-6.
37. Murphy DF, Greene WB, Gilbert JA, Dameron TB, Jr. Displaced olecranon fractures in adults. Biomechanical analysis of fixation methods. *Clinical orthopaedics and related research*. 1987(224):210-4.
38. Hahn A, O'Hara NN, Koh K, Zhang LQ, O'Toole RV, Andrew Eglseider W. Is intramedullary screw fixation biomechanically superior to locking plate fixation

and/or tension band wiring in transverse olecranon fractures? A cadaveric biomechanical comparison study. *Injury*. 2020;51(4):850-5.

39. Helm RH, Hornby R, Miller SW. The complications of surgical treatment of displaced fractures of the olecranon. *Injury*. 1987;18(1):48-50.

40. Kuru T, Akpınar F, Işık C, Özkılıç R, İpek S, Mutlu İ, et al. Biomechanical comparison of a new handy tension band with malleolar screw, bicortical screw and conventional tension band for the fixation of transverse medial malleolar fractures. *Eklem hastalıkları ve cerrahisi = Joint diseases & related surgery*. 2019;30(3):301-8.

41. Dieterich J, Kummer FJ, Ceder L. The olecranon sled--a new device for fixation of fractures of the olecranon: a mechanical comparison of two fixation methods in cadaver elbows. *Acta orthopaedica*. 2006;77(3):440-4.

42. Koslowsky TC, Mader K, Dargel J, Schadt R, Koebeke J, Pennig D. Olecranon fracture fixation with a new implant: biomechanical and clinical considerations. *Injury*. 2009;40(6):618-24.

43. Amini MH, Azar FM, Wilson BR, Smith RA, Mauck BM, Throckmorton TW. Comparison of Outcomes and Costs of Tension-Band and Locking-Plate Osteosynthesis in Transverse Olecranon Fractures: A Matched-Cohort Study. *American journal of orthopedics (Belle Mead, NJ)*. 2015;44(7):E211-5.

44. Veillette CJ, Steinmann SP. Olecranon fractures. *The Orthopedic clinics of North America*. 2008;39(2):229-36, vii.

45. Rommens PM, Kühle R, Schneider RU, Reuter M. Olecranon fractures in adults: factors influencing outcome. *Injury*. 2004;35(11):1149-57.

46. Hume MC, Wiss DA. Olecranon fractures. A clinical and radiographic comparison of tension band wiring and plate fixation. *Clinical orthopaedics and related research*. 1992(285):229-35.

47. Lindenhovius AL, Brouwer KM, Doornberg JN, Ring DC, Kloen P. Long-term outcome of operatively treated fracture-dislocations of the olecranon. *Journal of orthopaedic trauma*. 2008;22(5):325-31.
48. Bailey CS, MacDermid J, Patterson SD, King GJ. Outcome of plate fixation of olecranon fractures. *Journal of orthopaedic trauma*. 2001;15(8):542-8.
49. Prayson MJ, Williams JL, Marshall MP, Scilaris TA, Lingenfelter EJ. Biomechanical comparison of fixation methods in transverse olecranon fractures: a cadaveric study. *Journal of orthopaedic trauma*. 1997;11(8):565-72.
50. Ahmed AR, Sweed T, Wanas A. The role of cancellous screw with tension band fixation in the treatment of displaced olecranon fractures, a comparative study. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*. 2008;18:571-6.
51. Gehr J, Friedl W. Intramedullary locking compression nail for the treatment of an olecranon fracture. *Operative Orthopadie und Traumatologie*. 2006;18(3):199-213.
52. Argintar E, Cohen M, Eglseder A, Edwards S. Clinical results of olecranon fractures treated with multiplanar locked intramedullary nailing. *Journal of orthopaedic trauma*. 2013;27(3):140-4.
53. Wolfgang G, Burke F, Bush D, Parenti J, Perry J, LaFollette B, et al. Surgical treatment of displaced olecranon fractures by tension band wiring technique. *Clinical orthopaedics and related research*. 1987(224):192-204.
54. Tarallo L, Mugnai R, Adani R, Capra F, Zambianchi F, Catani F. Simple and comminuted displaced olecranon fractures: a clinical comparison between tension band wiring and plate fixation techniques. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 2014;134(8):1107-14.
55. Schliemann B, Raschke MJ, Groene P, Weimann A, Wähnert D, Lenschow S, et al. Comparison of tension band wiring and precontoured locking

compression plate fixation in Mayo type IIA olecranon fractures. *Acta orthopaedica Belgica*. 2014;80(1):106-11.

56. Simpson NS, Goodman LA, Jupiter JB. Contoured LCDC plating of the proximal ulna. *Injury*. 1996;27(6):411-7.

57. Iorio T, Wong JC, Patterson JD, Rekan MS. Olecranon osteotomy fixation using a novel device: the olecranon sled. *Techniques in hand & upper extremity surgery*. 2013;17(3):151-7.

58. Lovy AJ, Levy I, Keswani A, Rubin T, Hausman MR. Outcomes of displaced olecranon fractures treated with the Olecranon Sled. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2018;27(3):393-7.

59. Sahajpal D, Wright TW. Proximal ulna fractures. *The Journal of hand surgery*. 2009;34(2):357-62.

60. Rommens PM, Schneider RU, Reuter M. Functional results after operative treatment of olecranon fractures. *Acta chirurgica Belgica*. 2004;104(2):191-7.

61. Edwards SG, Martin BD, Fu RH, Gill JM, Nezhad MK, Orr JA, et al. Comparison of olecranon plate fixation in osteoporotic bone: do current technologies and designs make a difference? *Journal of orthopaedic trauma*. 2011;25(5):306-11.

62. Tan BYJ, Pereira MJ, Ng J, Kwek EBK. The ideal implant for Mayo 2A olecranon fractures? An economic evaluation. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2020;29(11):2347-52.

63. Duckworth AD, Clement ND, White TO, Court-Brown CM, McQueen MM. Plate Versus Tension-Band Wire Fixation for Olecranon Fractures: A Prospective Randomized Trial. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2017;99(15):1261-73.

64. Powell AJ, Farhan-Alanie OM, McGraw IWW. Tension band wiring versus locking plate fixation for simple, two-part Mayo 2A olecranon fractures: a comparison of post-operative outcomes, complications, reoperations and economics. *Musculoskeletal surgery*. 2019;103(2):155-60.
65. Acevedo JI, Sammarco VJ, Boucher HR, Parks BG, Schon LC, Myerson MS. Mechanical comparison of cyclic loading in five different first metatarsal shaft osteotomies. *Foot & ankle international*. 2002;23(8):711-6.
66. Kılıç B, Çalışkan M, Agar A, Uzun B, Ertem F, Gülabi D, et al. Comparison of two different screw trajectories in the treatment of oblique scaphoid fractures: A mechanical study on composite bone models. *Joint diseases and related surgery*. 2021;32(2):377-82.
67. Heiner AD. Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias. *Journal of biomechanics*. 2008;41(15):3282-4.
68. Cristofolini L, Viceconti M. Mechanical validation of whole bone composite tibia models. *Journal of biomechanics*. 2000;33(3):279-88.
69. Oosterwijk AM, Nieuwenhuis MK, van der Schans CP, Mouton LJ. Shoulder and elbow range of motion for the performance of activities of daily living: A systematic review. *Physiotherapy theory and practice*. 2018;34(7):505-28.