

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

**RADİUS BAŞI KIRIKLARINDA FARKLI CERRAHİ  
YÖNTEMLERİN FONKSİYONEL VE PROPRIYOSEPTİF  
AÇIDAN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dr.AYDIN BÜDEYRİ**

**UZMANLIK TEZİ**

**İZMİR-2011**

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

**RADİUS BAŞI KIRIKLARINDA FARKLI CERRAHİ  
YÖNTEMLERİN FONKSİYONEL VE PROPRIYOSEPTİF  
AÇIDAN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dr.AYDIN BÜDEYRİ**

**UZMANLIK TEZİ**

**Danışman Öğretim Üyesi: Prof.Dr.Ahmet EKİN**

## TEŞEKKÜR:

Eğitimime katkıda bulunan, asistanlık dönemim boyunca bilgi ve deneyimlerinden faydalandığım, başarı ve çalışkanlıklarından ilham aldığım sayın hocalarım; **Prof.Dr.Emin ALICI, Prof.Dr.Şükrü ARAÇ, Prof.Dr.Osman KARAOĞLAN, Prof.Dr.Ahmet EKİN, Prof.Dr.Hasan HAVITÇIOĞLU, Prof.Dr.Halit PINAR, Prof.Dr.Haluk BERK, Prof.Dr.İzge GÜNAL, Prof.Dr.Önder BARAN, Prof.Dr.Hasan TATARİ, Prof.Dr.Mustafa ÖZKAN, Prof.Dr.Vasfi KARATOSUN, Prof.Dr.Ömer AKÇALI, Prof.Dr.Can KOŞAY ve Prof.Dr.Kadir Bacakoğlu** 'na teşekkür ederim.

Tezimin hazırlanmasında bana her konuda yardımcı olan tez danışmanlarım **Prof.Dr.Ahmet EKİN, Prof.Dr.Mustafa ÖZKAN, Prof.Dr.Elif AKALIN** ve ayrıca sayın **Doç.Dr.Selmin GÜLBAHAR** 'a teşekkür ederim.

Çalışmalarım esnasında içten yardımlarını esirgemeyen ve her konuda destek olan **Uzm.Dr.Meltem BAYDAR, Dr.Serkan GÜLER, Dr.Ceyhun QULİYEV, Dr.Olcay AKDENİZ, Dr.Ramadan ÖZMANEVRA ve Dr.Hakan CİCİ** 'ye teşekkür ederim.

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalıştığım tüm asistan arkadaşlarıma, Ortopedi servis, poliklinik, ameliyathane çalışanlarına ve Fizik Tedavi-Rehabilitasyon Anabilim Dalı'na teşekkür ederim.

Tüm hayatım, eğitim yaşamım ve tez çalışmalarım sırasında benden her konuda destek ve yardımlarını esirgemeyen aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Engin bilgisi, araştırmacı ruhu, analitik düşünce yeteneğiyle her zaman farklı bir yol olabileceğini gösteren, içinde bulunduğumuz dünyaya kişiliği ve davranışlarıyla örnek olarak bizlere "bilim adamı" tanımını sonsuza dek hatırlatacak olan **Prof.Dr.Önder BARAN** hocama ithaf olunur.

## İÇİNDEKİLER

|                                                                         |      |
|-------------------------------------------------------------------------|------|
| TEŞEKKÜR .....                                                          |      |
| ŞEKİLLER LİSTESİ .....                                                  | IV   |
| RESİMLER LİSTESİ .....                                                  | VI   |
| TABLOLAR LİSTESİ .....                                                  | VII  |
| GRAFİKLER LİSTESİ .....                                                 | VIII |
| ŞİMGELER VE KISALTMALAR.....                                            | IX   |
| ÖZET .....                                                              | 1    |
| SUMMARY .....                                                           | 5    |
| 1. GİRİŞ.....                                                           | 9    |
| 2. GENEL BİLGİLER .....                                                 | 11   |
| 2. 1. Dirsek Anatomisi .....                                            | 11   |
| 2.1.1. Osteoloji.....                                                   | 11   |
| 2.1.2. Dirsek Eklemi Kapsülü ve Ligamentleri .....                      | 17   |
| 2.1.3. Dirsek Çevresi Kaslar .....                                      | 22   |
| 2.1.4. Antekübital Fossa .....                                          | 23   |
| 2. 2. Dirsek Biyomekaniği .....                                         | 24   |
| 2.2.1. Genel Bilgiler .....                                             | 24   |
| 2.2.2. Dirseğe Etki Eden kuvvetler .....                                | 32   |
| 2.2.3. Dirsek Stabilitesi .....                                         | 38   |
| 2.2.4. Dirsek Eklemının Stabilizasyonunu İlgilendiren Patolojiler ..... | 41   |
| 3. RADIUS BAŞI KIRIKLARI.....                                           | 42   |
| 3. 1. Genel Bilgiler.....                                               | 42   |
| 3. 2. Sınıflandırmalar .....                                            | 42   |
| 3. 3. Epidemiyoloji.....                                                | 46   |
| 3. 4. Etyopatogenez.....                                                | 47   |
| 3. 5. Travma Mekanizmaları .....                                        | 48   |
| 4. TEDAVİ PRENSİPLERİ .....                                             | 49   |
| 4. 1. Genel Bilgiler.....                                               | 49   |
| 4. 2. Radius başı kırıklarında Eksizyon.....                            | 52   |
| 4. 3. Radius başı kırıklarında Açık Redüksiyon-İnternal Fiksasyon ..... | 53   |
| 4. 4. Radius başı kırıklarında Artroplasti .....                        | 55   |

|                                                                               |           |
|-------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>5. AMELİYAT TEKNİĞİ.....</b>                                               | <b>58</b> |
| 5. 1. Posterolateral Yaklaşım.....                                            | 58        |
| 5. 2. Wrightington Yaklaşımı .....                                            | 59        |
| 5. 3. Medial Kollateral Ligaman Tamiri .....                                  | 59        |
| <b>6. PROPRIOSEPSİYON.....</b>                                                | <b>60</b> |
| 6. 1. Genel Bilgiler.....                                                     | 60        |
| 6. 2. Proprioepsiyonun Nörofizyolojisi .....                                  | 63        |
| 6. 3. Muskulotendinöz Ünite .....                                             | 65        |
| 6. 4. Mekanoreseptör Tipleri ve Fonksiyonları .....                           | 70        |
| 6. 5. Proprioepsiyonun Motor Kontrol Seviyeleri.....                          | 74        |
| 6. 6. Nöromusküler Kontrol .....                                              | 76        |
| 6. 7. Propriyosepsiyonunun Değerlendirilmesi .....                            | 77        |
| 6. 8. İskelet Kasının Uyarılması .....                                        | 80        |
| 6. 9. Motor Birim (Ünite) .....                                               | 80        |
| 6.10. İzokinetik Egzersiz ve İzokinetik Test .....                            | 81        |
| 6.10.1. Genel Bilgiler .....                                                  | 81        |
| 6.10.2. İzokinetik Egzersizin Avantajları.....                                | 81        |
| 6.10.3. İzokinetik Egzersizin Dezavantajları.....                             | 82        |
| 6.10.4. İzokinetik Test ve İzokinetik Egzersizin Kontrendikasyonları.....     | 82        |
| 6.10.4.1. Kesin Kontrendikasyonlar .....                                      | 82        |
| 6.10.4.2. Göreceli Kontrendikasyonlar.....                                    | 82        |
| 6.10.5. İzokinetik Egzersize Açısal Hızın Etkisi .....                        | 82        |
| 6.10.6. İzokinetik Verilerin Değerlendirilmesinde Kullanılan Parametreler ... | 83        |
| 6.10.7. İzokinetik Değerlendirme Parametrelerinin Yorumlanması.....           | 84        |
| 6.11. İzometrik Egzersiz ve İzometrik Test .....                              | 84        |
| 6.11.1. Genel Bilgiler .....                                                  | 84        |
| 6.11.2. İzometrik Egzersizin Avantajları .....                                | 85        |
| 6.11.3. İzometrik Egzersizin Dezavantajları .....                             | 85        |
| 6.12. Dirsek Propriyosepsiyonu Etkileyen Faktörler.....                       | 85        |
| 6.12.1. Genel bilgiler.....                                                   | 85        |
| 6.12.2. Yaşlanmanın ve İnstabilitenin Propriyosepsiyon Üzerine Etkisi.....    | 87        |
| 6.12.3. Yaralanmanın Propriyosepsiyon Üzerine Etkileri.....                   | 88        |
| 6.12.4. Yorgunluğun Propriyosepsiyon Üzerine Etkileri.....                    | 88        |
| 6.12.5. Egzersizin Propriyosepsiyona Etkileri .....                           | 89        |

|                                                            |            |
|------------------------------------------------------------|------------|
| 6.12.6. Obezitenin Propriyosepsiyon Üzerine Etkileri ..... | 90         |
| 6.13. El Fleksör Kavrama Gücü .....                        | 90         |
| <b>7. MATERYAL VE METOT .....</b>                          | <b>92</b>  |
| 7.1. Çalışmaya Alınma Kriterleri .....                     | 95         |
| 7.2. Çalışmadan Dışlanma Kriterleri .....                  | 95         |
| <b>8. BULGULAR .....</b>                                   | <b>96</b>  |
| <b>9. TARTIŞMA .....</b>                                   | <b>128</b> |
| <b>10. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>                          | <b>159</b> |
| <b>11. KAYNAKLAR.....</b>                                  | <b>173</b> |
| <b>12. EKLER .....</b>                                     | <b>190</b> |

## ŞEKİLLER LİSTESİ

- Şekil 1: Dirsek Kemikleri
- Şekil 2: Troklea humerinin makara sistemi yapısı ve valgus tilti
- Şekil 3: Troklea humerinin valgus tilti
- Şekil 4: Proksimal ulna ve Annüler Ligament
- Şekil 5: Dirsek eklemi ossifikasyon merkezleri
- Şekil 6, 7: Dirsek eklemi ligamanları
- Şekil 8: Medial Kollateral Ligaman
- Şekil 9: Medial-Radial Kollateral Ligaman
- Şekil 10: MKL, Anterior-Posterior band gerginliği – Dirsek Fleksiyon Açısı İlişkisi
- Şekil 11: MKL, Anterior band ve RKL – Dirsek Fleksiyon Açısı İlişkisi
- Şekil 12: Lateral Kollateral Ligaman Kompleks
- Şekil 13: Dirsek Valgus Stabilizörleri selektif olarak elimine edilerek Valgus Açısı – Dirsek Fleksiyon Açısı ilişkisi
- Şekil 14: Trokleanın yapısı ve Dirsek stabilitesi ile ilişkisi
- Şekil 15: Dirsek Çevresi Kaslar
- Şekil 16: Antekübital fossa
- Şekil 17: Trokleanın Açısal Özellikleri
- Şekil 18: Ön kol Rotasyon Eksen
- Şekil 19: Valgus açısı
- Şekil 20: Dirsek Eklemi Hareket Genişliği
- Şekil 21: Dirsek fleksiyon açısı ile MKL-Anterior band, Anterior-Posterior lif ilişkisi
- Şekil 22: Farklı fleksiyon açılarında MKL-Anterior band ve Valgus Stabilitesi
- Şekil 23: Koronoid kırıkları
- Şekil 24: Dirseğe etki eden kas kuvvet vektörleri
- Şekil 25: Dirseğe etki eden momentler
- Şekil 26: Biceps kasının insertio noktasının değişiminin dirsek momentine etkisi
- Şekil 27: Biceps kasının kuvvet yönünün değişiminin dirsek momentine etkisi
- Şekil 28: Triceps kası uzunluğuna dair Gerilim-Kuvvet ilişkisi
- Şekil 29: Kompresif yük altında dirsek ekleminde yük dağılımı
- Şekil 30: Radius başı açıları ve Posterolateral İnstabilite
- Şekil 31: Olekranon Valgus açısı ve Proksimal ulna defekti-Stabilite ilişkisi
- Şekil 32: Koronoid çıkıntının özellikleri

- Şekil 33:** Koronoid çıkıntı defekti- Dirsek (Ulnohumeral) stabilite ilişkisi
- Şekil 34-39:**Radius başı kırıkları Sınıflandırmaları
- Şekil 40:** Radius başı ve Koronoid Yaralanma Arkı
- Şekil 41:** Radius başı kırıkları travma mekanizması
- Şekil 42:** Radius başı eksizyonunda MKL – Valgus Stabilitesi ilişkisi
- Şekil 43:** Posterolateral Yaklaşım
- Şekil 44:** Jobe tekniği ile MKL Tamiri
- Şekil 45:** Docking Teknik ile MKL Tamiri
- Şekil 46:** Gamma nöron aracılığı olmadan ve gamma nöron aracılığıyla kas içiği alfa motor nöron aktivasyonu
- Şekil 47:** Biceps gerginliği ve gevşekliği oluşturularak yapılan kaş şekillendirmesinin pozisyon hissi üzerindeki etkisi
- Şekil 48:** Omuz Açısı- Dirsek Açısı ve Pozisyon hissi ilişkisi
- Şekil 49:** Ciltteki Mekanoreseptör Tipleri ve Fonksiyonları
- Şekil 50:** Kas içiği ve Golgi tendon organı yapı ve fonksiyonları
- Şekil 51:** Kas içiği İntrafusalliflerinin yapı ve fonksiyonu
- Şekil 52:** Santral Sinir Sistemi Afferent ve Efferent yolları
- Şekil 53:** Refleks arkı
- Şekil 54-55:** Santral Sinir Sistemi Piramidal ve Ekstrapiramidal sistem
- Şekil 56:** Proprioseptif duyu yetersizliği ve nöromuskuler kontrolün bozukluğunun muhtemel mekanizması



## **RESİMLER LİSTESİ**

**Resim 1: Radius başı parçalı deplase fraktürü sonrası radius başı plağı ile rekonstrüksiyonu ve iyileşme sonrası görünüm**

**Resim 2: Radius başı kırıkları rekonstrüksiyonunda tercih edilen 2.0 mm kortikal vida ve 3.0mm başsız kompresyon vidası**

**Resim 3: Radius başı artroplastisinde modüler tip protez örnekleri**

**Resim 4: Radius başı artroplastisinde bipolar protez tipi ve özellikleri**

**Resim 5: Kas içiği İntrafusal liflerinin elektronmikroskopik görüntüsü**

**Resim 6: Jamar El Fleksör Kavrama Gücü Dinamometresi**

**Resim 7: Açısal İnklinometre**

**Resim 8: CYBEX cihazında Proprioseptif Değerlendirme Örneği**

## **TABLÖLAR LİSTESİ**

- Tablo 1: Demografik Özellikler :**
- Tablo 2: Hasta Gruplarına ve Test Sonuçlarına Dair Genel Bilgiler :**
- Tablo 3: Kırık-Sağlam taraflar arası Jamar Skorları :**
- Tablo 4: Kırık-Sağlam taraflar arası Repozisyon-Pik Tork Sonuçları :**
- Tablo 5: Sağ-Sol taraf arası Jamar skorları :**
- Tablo 6: Sağ-Sol taraf arası DASH skorları :**
- Tablo 7: Sağ-Sol taraf kırıkları arası 60° Repozisyon Sonuçları:**
- Tablo 8: Sağ-Sol taraf kırıkları arası 90° Repozisyon Sonuçları:**
- Tablo 9: Sağ-Sol 120-180°Pik Tork Sonuçları:**
- Tablo 10: İzole/Kompleks grup Jamar Skorları:**
- Tablo 11: İzole/Kompleks grup DASH Skorları:**
- Tablo 12: İzole/Kompleks grup Mayo Skorları:**
- Tablo 13: İzole/Kompleks grup Sağlam-Kırık taraf Repozisyon-Pik Tork Sonuçları:**
- Tablo 14: İzole/Kompleks grup Hareket Genişlikleri:**
- Tablo 15: Hafif-Ağır grup Jamar Skorları:**
- Tablo 16,17:Hafif-Ağır grup DASH ve Mayo Skorları:**
- Tablo 18: Hafif - Ağır grup Sağlam-Kırık taraf Repozisyon-Pik Tork Sonuçları:**
- Tablo 19: Hafif-Ağır grup Kırık taraflar arası Hareket Genişlikleri:**
- Tablo 21: Mason Tip 2-3-4 kırık grupları arası DASH ve Mayo Skorları:**
- Tablo 20: Mason Tip 2-3-4 kırık grupları arası Jamar Skorları:**
- Tablo 22: Mason Tip 2-3-4 Sağlam-Kırık taraflar arası Repozisyon-Pik Tork Sonuçları:**
- Tablo 23: Mason Tip 2-3-4 Sağlam-Kırık taraflar arası Hareket Genişliği Sonuçları:**
- Tablo 24: Protez- AR+İF grupları Jamar Skorları:**
- Tablo 25: Protez- AR+İF grupları DASH Skorları:**
- Tablo 26: Protez- AR+İF grupları Mayo Skorları :**
- Tablo 27: Protez-AR+İF grupları Repozisyon ve Pik Tork Sonuçları:**
- Tablo 28: Protez-AR+İF-Eksizyon grupları Sağlam-Kırık taraf arası Jamar Skorları:**
- Tablo 29: Protez-AR+İF-Eksizyon Sağlam-Kırık taraf arası DASH, Mayo Skorlar:**
- Tablo 30: Protez-AR+İF-Eksizyon Sağlam-Kırık taraf Repozisyon-PikTork Sonuçları:**
- Tablo 31: Protez-AR+İF-Eksizyon grupları Kırık taraf arası Hareket Genişlikleri :**
- Tablo 32: Hafif-Ağır grup Valgus Açıkları :**
- Tablo 33: İzole-Kompleks grup Valgus Açıkları:**
- Tablo 34: Protez-AR+İF-Eksizyon Grupları Valgus Açıkları:**

## GRAFİKLER LİSTESİ

- Grafik 1:** Kırık-Sağlam taraflar arası Sağ-Sol taraf kırıklarında Jamar Skorları :
- Grafik 2-4:** Kırık-Sağlam taraflar arası Repozisyon ve Pik Tork Sonuçları :
- Grafik 5,6:** Sağ-Sol taraf arası Jamar, DASH skorları :
- Grafik 7-9:** Sağ-Sol taraf kırıkları arası Repozisyon ve Pik Tork Sonuçları :
- Grafik 10:** İzole/Kompleks grup Jamar Skorları:
- Grafik 11:** İzole/Kompleks grup DASH skorları:
- Grafik 12:** İzole/Kompleks grup Mayo Skorları:
- Grafik 13:** İzole/Kompleks gruplar Sağlam-Kırık tarafları arası Repozisyon Sonuçları:
- Grafik 15:** İzole/Kompleks grup Hareket Genişlikleri:
- Grafik 14:** İzole/Kompleks grup Sağlam-Kırık tarafları arası Pik Tork Sonuçları:
- Grafik 16:** Hafif-Ağır grup Jamar Skorları:
- Grafik 17:** Hafif-Ağır grup DASH Skorları:
- Grafik 18:** Hafif-Ağır grup Mayo Skorları:
- Grafik 19:** Hafif - Ağır grup Sağlam ve Kırık taraf arası Repozisyon Sonuçları:
- Grafik 20:** Hafif-Ağır grup Sağlam ve Kırık taraflar arası Pik Tork Sonuçları:
- Grafik 21:** Hafif-Ağır grup Kırık taraflar arası Hareket Genişlikleri:
- Grafik 22:** Mason Tip 2-3-4 kırık grupları arası Jamar Skorları:
- Grafik 23:** Mason Tip 2-3-4 kırık grupları arası DASH ve Mayo Skorları:
- Grafik 24:** Mason Tip 2-3-4 Sağlam-Kırık taraflar arası Repozisyon Sonuçları:
- Grafik 25:** Mason Tip 2-3-4 Sağlam-Kırık taraflar arası Pik Tork Sonuçları:
- Grafik 26:** Mason Tip 2-3-4 Sağlam-Kırık taraflar arası Hareket Genişliği Sonuçları:
- Grafik 27:** Protez-AR+İF grupları Jamar Skorları:
- Grafik 28:** Protez-AR+İF grupları DASH Skorları:
- Grafik 29:** Protez-AR+İF grupları Mayo Skorları :
- Grafik 30:** Protez-AR+İF grupları Jamar, Repozisyon ve Pik Tork Sonuçları:
- Grafik 31:** Protez-AR+İF-Eksizyon Sağlam-Kırık taraf arası Jamar Skorları:
- Grafik 32:** Protez-AR+İF-Eksizyon Sağlam-Kırık taraf arası DASH, Mayo Skorlar:
- Grafik 33:** Protez-AR+İF-Eksizyon Sağlam-Kırık taraf arası Repozisyon Sonuçları:
- Grafik 34:** Protez-AR+İF-Eksizyon Sağlam ve Kırık taraf arası Pik Tork Sonuçları:
- Grafik 35:** Protez-AR+İF-Eksizyon grupları Kırık taraf arası Hareket Genişlikleri :
- Grafik 36:** Hafif-Ağır grup Valgus Açıları :
- Grafik 37:** İzole-Kompleks grup Valgus Açıları:
- Grafik 38:** Protez-AR+İF-Eksizyon Grupları Valgus Açıları:

## **SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ:**

|                 |                                                                                          |
|-----------------|------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>MKL-UKL</b>  | <b>Medial Kollateral Ligaman</b>                                                         |
| <b>LKL- RKL</b> | <b>Lateral Kollateral Ligaman</b>                                                        |
| <b>A-MKL</b>    | <b>Medial Kollateral Ligaman Anterior band</b>                                           |
| <b>P-MKL</b>    | <b>Medial Kollateral Ligaman Posterior band</b>                                          |
| <b>BR</b>       | <b>Brachioradialis</b>                                                                   |
| <b>BC</b>       | <b>Biceps</b>                                                                            |
| <b>TC</b>       | <b>Triceps</b>                                                                           |
| <b>M</b>        | <b>Moment</b>                                                                            |
| <b>P</b>        | <b>Kuvvet (Basınç)</b>                                                                   |
| <b>R</b>        | <b>Bileşke kuvvet</b>                                                                    |
| <b>PCSA</b>     | <b>Fizyolojik Çapraz Kesit Alanı ( <i>Physiological Cross-Section Area</i> )</b>         |
| <b>DASH</b>     | <b>Kol, Omuz ve El Rahatsızlıkları ( <i>Disabilities of Arm, Shoulder and Hand</i> )</b> |
| <b>N</b>        | <b>Newton</b>                                                                            |
| <b>N-m</b>      | <b>Newton-metre</b>                                                                      |
| <b>PT</b>       | <b>Pik Tork</b>                                                                          |
| <b>IF</b>       | <b>İntrafusal</b>                                                                        |
| <b>EF</b>       | <b>Ekstrafusal</b>                                                                       |
| <b>ROM</b>      | <b>Hareket Genişliği ( <i>Range of Motion</i> )</b>                                      |
| <b>VKI</b>      | <b>Vücut Kitle indeksi ( <math>\text{kg/cm}^2</math> )</b>                               |

## ÖZET:

**Giriş:** Sık karşılan bir travma olan dirsek travması ve dirsekte sık karşılaşılan bir kırık tipi olan radius başı kırıklarında güncel olarak uygulanan mevcut farklı cerrahi yöntemler arasında uzun dönem propriyosepsiyonel ve fonksiyonel farkların araştırılması ve değerlendirilmesi daha önce çalışılmamış bir parametre olması ve sonuçlar açısından ciddi propriyoseptif defisitleri olan ya da profesyonel düzeyde propriyosepsiyonel ihtiyaçları olan hasta popülasyonlarının yaşam kalitesine katkıda bulunması ve dirsek kırıkları cerrahi tedavi ve fiziksel rehabilitasyonunda en tatminkar sonuçlara ulaşılması adına atılmış bir adım olarak önem arz etmektedir.

**Materyal ve Metot:** Çalışmaya Dokuz Eylül Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Poliklinik ve Acil Servis Bölümlerine 2000-2010 yılları arasında, 20-70 yaş arası, kadın ve erkek, sağ tarafını baskın olarak kullanan, travma sonrası akut dirsek ağrısı şikayetiyle başvuran, fizik muayene ve ileri incelemeler sonucunda Radius başı kırığı tespit edilen, operasyon endikasyonu konmuş Mason-Johnston Tip 2, 3 ve 4 radius başı kırığı olan, toplam 40 hasta alındı. 4 hasta ileri yaş ve düşük kognitif fonksiyonlar sonucu testlere uyumda yetersizlik, 2 hasta kontrolsüz diabetes mellitus, 1 hasta kontrolsüz hipotiroidi, 1 hasta Multipl Skleroz, 1 hasta karşı taraf el bileği seviyesinde amputasyon reimplantasyonu geçirmiş olması, 4 hasta eşlik eden aynı taraf dirsek olekranon kırığı, 2 hasta eşlik eden aynı taraf radius shaft kırığı, 1 hasta küçük yaş ve radius başı epifizyolizi, 1 hasta İleri derece Servikal Diskopati, 1 hasta testlere ileri derece kooperasyon zayıflığı nedeniyle inceleme dışı bırakıldı ve toplam 23 hasta ile devam edildi. Kırık taraf ile sağlam tarafı, izole kırıklarla kompleks yaralanmaları, Hafif (Tip 2) kırıklar ile Ağır (Tip 3-4) kırıkları, Mason Johnston Tip 2-3-4 kırıkların birbirleriyle olan farklarını, Radius başı kırıklarında uygulanmakta olan Osteosentez, Artroplasti ve Eksizyon yöntemleriyle sağlam ve kırık taraf arası ve Farklı cerrahi yöntemlerin birbirleriyle fonksiyonel ve propriyoseptif farklarını karşılaştırmak üzere testler uygulandı. Bilateral olarak fizik muayene sonrası inklinometre ile hareket genişlikleri ve valgus açısı ölçümlerinin ardından, Jamar El Fleksör Kas gücü ölçümü, DASH fonksiyonel analiz skalası, Mayo Dirsek performans skor skalası, Cybex İzokinetik Norm dinamometre ile Repozisyon ve sonrasında Pik tork değerleri bilateral olmak üzere ölçüldü. Elde edilen sonuçlar SPSS for Windows ile istatistiksel olarak yorumlanarak, tedavinin başarısı, hastanın tedavi ve postoperatif rehabilitasyon ve önerilere uyumu, dirseğini eskisi gibi ya da normal taraf gibi kullanabilme durumu ve özellikle farklı cerrahi yöntemlerin dirsek fonksiyonu ve propriyosepsiyonu üzerine etkileri ve uzun dönem sonuçları incelendi.

**Bulgular:** Kırık ve Sağlam taraflar arasında; Wilcoxon yönteminde “p” değerleri sonuçları; Jamar El Fleksör Kavrama Gücü sonuçlarında  $p=0,447$ ,  $60^\circ$  Aktif Repozisyon,  $120^\circ$ - $180^\circ$  Ekstansör Pik Tork değerlerinde  $p=0,045$ ,  $p=0,033$ ,  $p=0,017$ . Sol (Non-dominant) tarafını kıran hastaların Sağ ve Sol tarafları arası Jamar skorlarında istatistiksel olarak anlamlı derecede fark bulunmuştur ( $p=0,026$ ). Sağ (Dominant) tarafını kıran hastaların ise Sağ ve Sol tarafları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0,635$ ). Sol (Non-dominant) taraf kırıklarında Jamar skor medyan ve ortalama değerleri, Sağ (Dominant) taraftan düşük iken (Sol=29,50 lbs, Sağ=37,85lbs), Sağ (Dominant) taraf kırıklarında Jamar skor medyan ve ortalama değerleri, Sol (Non-dominant) taraftan daha yüksek değerlerdedir (Sağ= 40lbs, Sol=36,30lbs). Sağ (Dominant)-Sol (Non-dominant) taraf kırık gruplar arası DASH skorlarında wilcoxon yönteminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0,468$ ). Sağ taraf dominant hasta grubunda, Sağ ve Sol tarafını kıran hasta grupları içinde sağ ve sol taraf arası  $60$ - $90^\circ$  aktif-pasif repozisyon sonuçlarında Wilcoxon yönteminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Kırık taraflara göre (sağ-sol) yapılan gruplandırmada, Sağ tarafını kıran hastaların  $120$ - $180^\circ$  Fleksör-Extansör Pik Tork değerlerinde sağ-sol taraf arası istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Sol tarafını kıran hastaların  $120$ - $180^\circ$  Ekstansör Pik Tork değerlerinde sağ-sol taraf arası istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p=0,038$   $p=0,017$ ). İzole/Kompleks gruplar Sağlam-Kırık taraflar arası Jamar El Fleksör Kavrama Kuvveti açısından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ( $p=0,659$ ). İzole/Kompleks gruplar arasında DASH skorlarda istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0,468$ ). İzole/Kompleks gruplar arası Mayo Dirsek performans skorlarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p=0,041$ ). İzole/Kompleks grupların sağlam ve kırık tarafları arası repozisyon sonuçlarında  $60^\circ$  pasif repozisyonunda istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p=0,003$ ). İzole/Kompleks gruplar Sağlam-Kırık taraflar arası pik tork sonuçlarında  $180^\circ$  Ekstansör pik tork değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p=0,043$ ). İzole/Kompleks gruplar arası kırık taraf hareket genişliklerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Hafif (Tip 2)/Ağır (Tip 3-4) gruplar Sağlam-Kırık taraflar arası Jamar El Kavrama Kuvveti skorlarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0,166$ ). Hafif (Tip 2)/Ağır (Tip 3-4) grup DASH ve Mayo Dirsek Performans skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0,329$ ,  $p=0,172$ ). Hafif (Tip 2)/Ağır (Tip 3-4) gruplar Sağlam-Kırık taraflar arası  $60^\circ$  pasif repozisyon,  $120^\circ$  flexor pik tork, ekstansiyon ve pronasyon genişliği sonuçlarında Wilcoxon yönteminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p=0,013$ ,  $p=0,020$ ,  $p=0,041$ ,  $p=0,009$ ). Artroplasti ve Osteosentez uygulanmış hasta grupları arası kırık

taraf Jamar ve DASH skorlarında Wilcoxon yönteminde, Mayo Dirsek Performans Skorlarında Ki kare testinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). Artroplasti ve Osteosentez grupları arası Pik Tork-Repozisyon sonuçlarında Wilcoxon yönteminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). Hafif(Tip2)/Ağır(Tip3-4) gruplar arası postoperatif uzun dönem valgus açı değerlerinde Wilcoxon yönteminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0,679$ ). İzole/Kompleks grup arası postoperatif uzun dönem valgus açı değerlerinde Wilcoxon yönteminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır( $p=0,171$ ). Protez-AR+İF-Eksizyon grupları uzun dönem valgus açıları ise Protez=12,20° AR+İF=11,00° Eksizyon=21,00° olarak ölçülmüştür.

**Tartışma:** Radius başı kırıklarında uygulanan farklı cerrahi yöntemlerin uzun dönem sonuçlarına dair uygulanan testlerin ortalama median, maksimum ve minimum değerler incelendiğinde Jamar El kavrama Gücü Skorları en yüksekten düşüğe sırasıyla; Protez, AR+İF, Eksizyon vakalarında, DASH Skorları açısından sonuçlar en iyiden kötüye; AR+ İF, Protez, Eksizyon vakalarında, Mayo skorlar açısından sonuçlar en iyiden kötüye; AR + İF, Protez, Eksizyon vakalarında, Repozyon testleri açısından sonuçlar en iyiden kötüye pasif repozyonda; Eksizyon, AR+İF, Protez, aktif repozyonda; Eksizyon  $\approx$  Protez, AR+İF, Pik tork testleri açısından sonuçlar Fleksör pik tork testlerinde en yüksekten düşüğe; AR + İF, Protez, Eksizyon, Ekstansör pik tork testlerinde en yüksekten düşüğe; AR+İF, Protez, Eksizyon, Hareket genişliği sonuçları Fleksiyon genişliğinde; Protez, AR + İF, Eksizyon vakalarında, Ekstansiyon genişliğinde; Eksizyon, AR+İF, Protez vakalarında, Pronasyon genişliğinde; AR+İF, Protez, Eksizyon vakalarında, Supinasyon genişliğinde; Protez, AR+İF Eksizyon vakalarında kaydedilmiştir. Valgus açısı artışı sonuçları ise en düşükten yükseğe; AR+İF  $\approx$  Protez, Eksizyon vakalarında izlenmektedir. Ekstansör pik tork ve repozyon sonuçlarının, dominant taraf ilişkisine bağlı olarak dominant taraf kırıklarında cerrahi yöntemden bağımsız şekilde taraf dominansı etkisiyle istatistiksel olarak anlamlı derecede iyi sonuç oluşturduğu, eklem hareket açıklığının artroplasti vakalarında belirli oranlarda kısıtlı kaldığı, eksizyon vakalarında ise hiperpronasyon ve hipersupinasyon paterni şeklinde aşırı derecede laks olduğu, genel olarak en iyi fonksiyonel ve propriyosepsiyonel sonuçların radius başının rekonstrükte edilerek korunabildiği, bu yolla radius başının dirsek propriyosepsiyonuna direkt (vibrasyon, basınç, sürtünme) ve indirekt (sekonder valgus stabilizasyonu, radial ön kol uzunluğunun ve valgus açısının korunması, dirsek çevresi kas uzunluk-gerilim ilişkisinin optimal düzeyde tutulması) propriyosepsiyonun korunduğu osteosentez yöntemlerinde edildiği görülmektedir. Propriyosepsiyonu korumak için primer stabilizörler (MKL) yanında sekonder stabilizörlerin de (Radius başı) korunması

gerekmektedir. Bu şekilde dirsek çevresi kas uzunluk-gerilim dinamikleri, optimum düzeyde tutulabilir, motor ve duysal propriyosepsiyonun daha etkin olarak korunabilir. Radius başı kırıkları sonrası farklı cerrahi yöntemler içinde dirsek propriyosepsiyonu üzerinde en etkin olan yöntemlerin sırasıyla Osteosentez (Direkt + İndirekt katkı), Artroplastisi (İndirekt katkı) ve Eksizyon (Katkısız) şeklinde olduğu tespit edilmiştir.

**Sonuç ve Öneri:** Farklı tip radius başı kırıklarının, farklı tip radius başı cerrahilerinin ve fiziksel rehabilitasyon protokollerinin, günlük yaşamda ve profesyonel aktiviteler sırasında farklı kırık tiplerine ve cerrahi tedavi modalitelerine spesifik olarak aktivite kalitesine etkileri incelenmiştir. Farklı cerrahi yöntemler içinde propriyosepsiyonel sonuçlar açısından en iyi sonuçların osteosentez grubunda elde edildiği, sırasıyla artroplastisi ve eksizyon şeklinde sıralandığı gözlemlenmiştir. Pasif repozisyon testlerinde en iyi sonuçlar Osteosentez, en kötü sonuçlar Protez grubunda görülmekte iken, Aktif repozisyon testlerinde en iyi sonuçlar Protez, en kötü sonuçlar Osteosentez grubunda görülmektedir. En iyi fleksör pik tork sonuçları Osteosentez ve Protez gruplarında eşdeğer düzeyde, en iyi ekstansör pik tork sonuçları ise Osteosentez grubunda görülmektedir. Travma enerjisinin en düşük ve propriyoseptör kaybının en düşük olduğu Mason tip 2, Hafif (Tip 2) ve eksizyonun ağırlıkla uygulanmış grupların hiçbir propriyoseptif sonuçta en kötü sonucu sergilemediği, travma enerjisi ve propriyoseptör kaybının daha yüksek olduğu osteosentez ve protez gruplarının ise sergilemekte olduğu dikkati çekmektedir. Bu propriyosepsiyon kaybını etkileyen primer faktörlerin, travma enerjisi, kırık şiddeti ve propriyoseptör kaybı olduğunu, sekonder faktörlerin ise sekonder stabilizörleri (Radius başı) ve sekonder propriyosepsiyonel parametreleri (kas uzunluk-gerilim ilişkisi, valgus açısı, radial önkol uzunluğu, stabilizasyon) korumak olduğunu yansıtmaktadır. Ciddi düzeyde propriyosepsiyon kaybı olan felçli, palsili, ampute hasta populasyonlarının ve yüksek düzeyde profesyonel propriyoseptif ihtiyaçları olan sporcu, müzisyen, el sanatkarları gibi hasta populasyonlarının yaşam kalitelerini ve aktivite düzeylerini daha üst düzeylere çıkartmak için daha ileri inceleme ve çalışmalar gerekmektedir.



## SUMMARY:

**Introduction:** The study of the long term proprioceptional and functional differences between different surgical techniques for the radial head fractures, a very common and disabling type of elbow trauma, a very common and disabling type of elbow fracture, is an important parameter; that has not been studied and evaluated yet, to achieve better outcomes with the surgical treatment and physical rehabilitation of the elbow fractures, to contribute the functional quality of the patient populations in the need of professional level of proprioception, and to contribute the daily living quality of the disabled ones having severe proprioceptional impairments.

**Materials and Methods:** In this study, 40 patients were included who had been evaluated at the Dokuz Eylul University, Hospital of School of Medicine Emergency Department and Orthopaedics-Traumatics Department within the 2000-2010 period, who were 20-70 years old, right hand dominant, suffering for acute elbow trauma and pain, had been diagnosed to have radial head fracture after physical examination and further investigations and had been diagnosed to have Mason Type 2-3 or 4 fracture of the radial head. Subsequently, 4 patients were excluded because of having older age than 70 years, resulting in low level of cognitive functions and insufficient cooperation with the tests, 2 were also excluded because of uncontrolled Diabetes Mellitus, 1 because of uncontrolled Hypothyroidism, 1 because of Multiple Sclerosis, 1 because of had been experienced a contralateral traumatic amputation reimplantation at the wrist level, 4 because of ipsilateral olecranon fracture, 2 because of ipsilateral radial shaft fracture, 1 because of having lower age than 18 with a radial head epiphysiolysis, 1 because of advanced Cervical Discopathy concurrent with neurologic symptoms, 1 because of low cooperation with the tests. Afterwards the study was carried on with the remaining 23 patients. Physical examination and the tests were carried out bilaterally for the both arms of the patients to evaluate the proprioceptional and functional differences between the Broken/Non-broken side, the Severely fractured (Mason Type 3 - 4) / Non-severely (Mason Type 2) fractured side, the Isolated(Radial Head fracture alone) Injured side / Complex ( Additional tissue damage like capsule, ligaments, coronoid fractures) Injured side, also among Mason Type 2 – 3 - 4 fractures and between among surgical treatment modalities like Osteosynthesis, Arthroplasty and Excision. Then, in order of practice, daily living and functional activities were evaluated with DASH functional outcome scale and Mayo Elbow Performance scale, Hand Flexor grip strength was measured with a Jamar Hand Dynamometer, ROM measurements were performed with an angle inclinometer, Valgus angles of the elbow were measured with a

goniometer, Repositional-Peak Torque parameters were evaluated with Cybex Isokinetic Norm Dynamometer and acquired data were analyzed with SPSS for Windows.

**Results:** To evaluate the measurements, Wilcoxon statistical analysis was performed, Between the Fractured and Non-Fractured limbs, results were;  $p=0,447$  in Jamar Hand Grip Strength,  $p=0,045$ ,  $p=0,033$ ,  $p=0,017$  in 60° active reposition and 120-180° Ekstensor Peak Torque. The difference between between the Right-Left arms of the patients who had a Left (Non-dominant) side radial head fracture was statistically significant ( $p=0,026$ ).

The difference between between the Right-Left arms of the patients who had a Right (Dominant) side radial head fracture was statistically nonsignificant ( $p=0,635$ ). Among Left (Non-dominant) arm fractured patients, Jamar Hand Flexor Grip Strength median and mean values were poorer than their Right (Dominant) arm (Left=29,50lbs, Right=37,85lbs). Among Right (Dominant) arm fractured patients, Jamar Hand Grip Strength median and mean values were higher than their Left (Non-dominant) arm (Left=36,30lbs, Right=40lbs). There was no significant difference between the DASH scores of the Right(Dominant)-Left(Non-dominant) arm fractured groups ( $p=0,468$ ). In our Right Arm Dominant case population, there wasn't any significant difference in 60-90° active-passive reposition errors between the right-left arms of the Right(Dominant) arm fractured and of the Left(Non-dominant) arm fractured groups ( $p>0,05$ ). There wasn't any significant difference in 120-180° Flexor and Extensor Peak Torques between the right-left arms of the Right(Dominant) arm fractured group ( $p>0,05$ ) while there was statistically significant difference in 120-180° Extensor Peak Torques but no significant difference in 120-180° Flexor Peak Torques between the right-left arms of the Left(Non-dominant) arm fractured group( $p=0,038$   $p=0,017$ ). There was no statistically significant difference in Jamar Hand Flexor Grip Strength and DASH scores between the fractured and nonfractured arms of the Isolated/Complex fracture groups ( $p=0,659$   $p=0,468$ ) while there was significant difference in Mayo Elbow Performance Scores between the fractured and nonfractured arms of the Isolated/Complex fracture groups ( $p=0,041$ ). There was statistically significant difference in 60° passive reposition errors between the fractured and nonfractured arms of the Isolated/Complex fracture groups ( $p=0,003$ ). There was statistically significant difference in 180° Extensor peak torques between the fractured and nonfractured arms of the Isolated/Complex fracture groups ( $p=0,043$ ). There was no statistically significant difference in Fractured arm range of motions between the fractured arms of the Isolated/Complex fracture groups ( $p>0,05$ ). There was no statistically significant difference in Jamar Hand Flexor Grip Strength, DASH and Mayo Elbow Performance scores between the fractured and nonfractured arms of the Mild

(Type 2)/Severe (Type 3-4) fracture groups ( $p=0,166$   $p=0,329$ ,  $p=0,172$ ). There was statistically significant difference in 60° passive reposition errors, 120° Flexor peak torques, Extension and Pronation ranges of motions between the fractured and nonfractured arms of the Mild (Type 2)/Severe (Type 3-4) fracture groups ( $p=0,013$ ,  $p=0,020$ ,  $p=0,041$ ,  $p=0,009$ ). There was no statistically significant difference in Jamar Hand Flexor Grip Strength, DASH score Wilcoxon analysis, Mayo Elbow Performance score Fisher's Exact Ratio between the fractured arms of the Arthroplast/Osteosynthesis groups ( $p>0,155$ ). There was no statistically significant difference in long-term postoperative valgus angles between the fractured arms of the Mild (Type 2)/Severe (Type 3-4) fracture groups ( $p=0,679$ ) and also in long-term postoperative valgus angles between the fractured arms of the Isolated/Complex fracture groups ( $p=0,171$ ). The long-term valgus angles of the Prosthesis-OR+IF-Excision were measured following; Prosthesis=12,20° OR+IF=11,00° Excision=21,00°.

**Discussion:** As the median, mean, minimum and maximum values of the tests performed for the long-term results of different surgical modalities recently been preferred for the radial head fractures are evaluated and ranked in order of the highest to the lowest, the best to the worst; Jamar Hand Grip Strengths were as Prosthesis, OR+IF, Excision; DASH scores were as OR+IF, Prosthesis, Excision; Mayo Elbow Performance Scores were as OR+IF, Prosthesis, Excision; Passive reposition performances were as Excision, OR+IF, Prosthesis; Active reposition performances were as Excision  $\approx$  Prosthesis, OR+IF; Flexor Peak Torque performances were as OR+IF, Prosthesis, Excision; Extensor Peak Torque performances were as OR+IF, Prosthesis, Excision; Range of Motions were as Prosthesis, OR+IF, Excision in Flexion; Excision, OR+IF, Prosthesis in Extension; OR+IF, Prosthesis, Excision in Pronation; Prosthesis, OR+IF, Excision in Supination. Valgus angle increase in order of the lowest to the highest were OR+ IF  $\approx$  Prosthesis, Excision. Extensor peak torque and repositional accuracy were noted to be better in the dominant side mainly by the effect of side dominance than by the type of surgical technique. ROM measurements were more limited in the arthroplasty group, and more lax in the excision group as a hyperpronation and hypersupination pattern. The overall functional and proprioceptional outcomes among all tests were greatest in the osteosynthesis group in which the radial head was preserved by radial head reconstruction and so that the direct ( vibration, pressure transmission, friction) and indirect (restoring the secondary valgus stabilisation, the radial forearm length and valgus angle, the elbow muscle length-tension relationship in a optimum level) contributions of the radial head to elbow proprioception were preserved also. To preserve the proprioceptional functions of the elbow, beyond the preservation of primary stabilizers (ie. MKL), the preservation of

secondary stabilizers (ie. Radial Head) should be maintained. So that the elbow muscles' length-tension dynamics may be kept at the optimum level, motor and sensory proprioception may be preserved more efficiently. Among the different surgical modalities recently being used in the radial head fractures, the greatest proprioceptual outcomes were achieved and noted in the osteosynthesis (Direct + Indirect contribution) group, then were ranked in order of performance as Arthroplasty ( Indirect contribution) and as Excision (No contribution).

**Conclusion:** The long term proprioceptual and functional effects of radial head fractures, radial head surgeries, physical rehabilitation, the quality of activities in daily living and professional tasks specific to different fracture type and surgical modality have been reported in this study. As an overall conclusion about proprioceptual outcomes of different surgical modalities; it seems to be recorded as Osteosynthesis(OR+IF), Arthroplasty and Excision in order of the best to the lowest. Results in passive reposition tests were the best in Osteosynthesis group and the worst in Prosthesis group. Results in active reposition tests were the best in Prosthesis group, the worst in Osteosynthesis. According to the lowest trauma energy and lowest rate of proprioceptor loss in the Mason Type 2, Mild (Type 2) fractured group and the group commonly treated by Radial Head Excision, the results were not ever recorded as the worst, among any of the proprioceptual results but osteosynthesis and prosthesis were. This reflects that the primary factors affecting the loss proprioception in radial head fractures are level of trauma energy, severity of the fracture and rate of proprioceptor loss, the secondary factors are preserving the secondary stabilizers (such as radial head) and the secondary proprioceptual parameters ( such as muscle length-tension level, valgus angle, radial forearm length, stability). Further investigations and studies are needed to improve the proprioceptual outcomes of professional level of activity demanding patient populations such as sportsmen, musicians, handcrafters and also to assist the living quality of proprioceptionally impaired or inhibited amputee, palsied or paralysed patient populations.

## 1.GİRİŞ

Günlük yaşantımızda ve profesyonel aktivitelerimizde en sık kullandığımız ve aktivitelerimizin en önemli kısmında rol oynayan organımız elimizdir. El, hassas ve karmaşık anatomisiyle, hassas ve karmaşık aktivitelerin kusursuz bir şekilde oluşturulabilmesini sağlamaktadır. Sahip olduğu yetenek ise, beyinden ileri gelmektedir. Bu açıdan bakıldığında el, insan beyninin hassasiyetinin, karmaşıklığının ve yeteneğinin dışa vurumudur.

Dirsek ise lokalizasyonu itibariyle dış dünyadan gelen etkilerin ve dış dünyaya giden tepkilerin kavşak noktası konumundadır. El ile beyin, biz ile çevremiz arasındaki en önemli bağlantıdır. Çalışmamızda, şimdiye dek el aktivitelerimiz ve beyin fonksiyonlarımız üzerine direkt yapılmış olan çalışmalardan farklı olarak, el aktivitelerimizi ve beyin fonksiyonlarımızı, bu arkın kavşak noktasında bulunan, perde arkasındaki rolüyle karmaşık fonksiyonlara kusursuzca eşlik eden, dirsek eklemi çerçevesinde ele amaçladık. Oldukça sık karşılaşılan bir dirsek travması olan radius başı kırıklarına odaklanarak, el ve üst ekstremitte fonksiyonları üzerine patolojik etkilerinin nörofizyoloji düzeyinde yorumlanmadan daha iyi anlaşılamayacağına inanmaktayız.

Bilindiği gibi dirseğe sahip olduğu en karmaşık fonksiyonları kazandıran komponent, radius kemiğidir ve erişkin dirsek yaralanmaları içerinde ise en sık radius başı kırıklarına rastlanmaktadır. Radius başı yapısı ve oryantasyonuyla el bileği hareketlerine eşlik ederek kompleks el hareketlerini destekler, el kaynağıyla edinilen duyularımızla beyin arasındaki iletişimde rol oynar. Dirsek travması sonrası el fonksiyonlarının da etkilenmesi bu nedenledir. El; fonksiyon ise, beyin; merkez, dirsek ise aralarındaki iletişimdir. Güncel literatür incelendiğinde el ve beyin ile ilgili bir çok araştırma ve bilgi zenginliği bulunmakta, ancak radius başı kırıklarında farklı tedavi yöntemlerinin uzun dönem fonksiyonel ve propriyoseptif sonuçları konusunda oldukça sınırlı sayıda bilgi bulunması dikkati çekmektedir. Bu amaçla çalışmamızı, dirseğin en fonksiyonel komponenti olan radius başı, onun en sık karşılan yaralanması olan radius başı kırıkları ve üst ekstremitte fonksiyonel ve propriyosepsiyonel sonuçlarına etkileri üzerine odaklayarak, sonuçları beyin düzeyinde yorumlamayı hedefledik.

Erişkin dirseğindeki en sık kemik yaralanma, radius başı kırıklarıdır (1). Sıklıkla yetişkinlerde görölürken, çocuklarda ise nadirdir. Çocuklarda kırık yapıdaki radius başı kırılmaya dirençlidir, bu nedenle çocuklarda radius başından çok radius boyun kırığına rastlanmaktadır. Radius baş ve boyun kırıklarının yaklaşık yarısı, dirseğin diğer ek yaralanmalarıyla birlikte (2, 3).

Yetişkinlerde daha çok radius başı kırıldığı halde çocuklarda çoğunlukla kırık radius boynundadır. Yetişkinlerde radius proksimal yaralanmalarının % 14- 20'si radius başı ve boynundadır.

Radius başı kırıklarına sık olarak distal radioulnar eklem, interosseoz bağ veya medial kollateral bağ hasarı, olekranon ve koronoid kırıkları ile aynı taraflı el bileği kırıkları ve çıkıkları eşlik edebilir (4,5). Sonuç olarak, tüm bu ek yaralanmalar, travma ve kırık şiddeti, uygulanan cerrahi tedavi yöntemi ve fiziksel rehabilitasyon protokolü fonksiyonel ve propriyoseptif sonuçları, dolayısıyla günlük yaşam aktivite düzeyini ve profesyonel aktivite düzeyini direkt etkileyebilme potansiyeline sahiptir.

## **2. GENEL BİLGİLER:**

### **2.1. DİRSEK ANATOMİSİ:**

#### **2.1.1.Osteoloji:**

Dirsek eklemi distal humerus, proksimal radius ve proksimal ulnanın bileşimiyle oluşan eklem kapsülü ile sarılmış trokoartroidal kompozit bir eklemdir. Bu eklemde stabilitesi ulna radius ve humerusun özel bir çeşit eklemleşme kombinasyonu, eklem kapsülü, ligament yapılar ve kaslar aracılığıyla sağlanmaktadır. Bu eklemler Humeroulnar, Radiohumeral (radiokapitellar) ve Proksimal radioulnar eklemlerdir. Normal bir dirsek eklemde stabilite, eklem geometrisi ve uyumu, kapsüloligamentöz bütünlük ve dengeli kas fonksiyonlarının kombinasyonu ile sağlanmaktadır (6).

Dirsek eklemi ortak bir eklem kapsülü ile sarılmış üç eklemden meydana gelir.

1. Humero-ulnar eklem; trochlea humeri ile incisura trochlearis arasında oluşan makara(ginglymus) tipi bir eklemdir.
2. Humero-radial eklem; capitellum humeri ile fovea articularis arasında oluşan küresel(sferoid) tip bir eklemdir.
3. Proksimal radio-ulnar eklem; ulnada ki incisura radialis ile radius başındaki çembersel eklem yüzü arasındaki trokoid tipi bir eklemdir (7,8).

#### **Distal humerus:**

Humerus'un alt ucu, condylus humeri; dört çıkıntı, üç çukurluktan oluşur. Margo medialis ve lateralis'in alt parçaları (Crista Supraepicondylaris medialis ve lateralis) condylus humeri'de birer çıkıntı ile sonlanır. İç yanda bulunan epicondylus medialis, dış yandakine epicondylus lateralis denir. Epicondylus medialis daha büyüktür, bu çıkıntının arkasında N. Ulnaris'in geçtiği bir oluk (sulcus nervi ulnaris) bulunur. Ön kolun fleksör kasları buradan başlar. Epicondylus lateralis'ten ise ekstansör grubu kaslar başlar (7,8).

Lateral kondilin eklem yüzüne kapitellum denir. Kapitellum; yarım küre şeklinde olup öne doğru yönelir, konveks yüzü ile radius başının konkav yüzüne (caput radii) eklem yapar (7,8). Öne ve aşağı doğru yönelen kapitellum ve trochlea, humerus distal ucu ile anterior yönde yaklaşık 30–40°'lik bir açı oluşturur. Buna; humerokapitellar inklinasyon açısı denir (8,9).

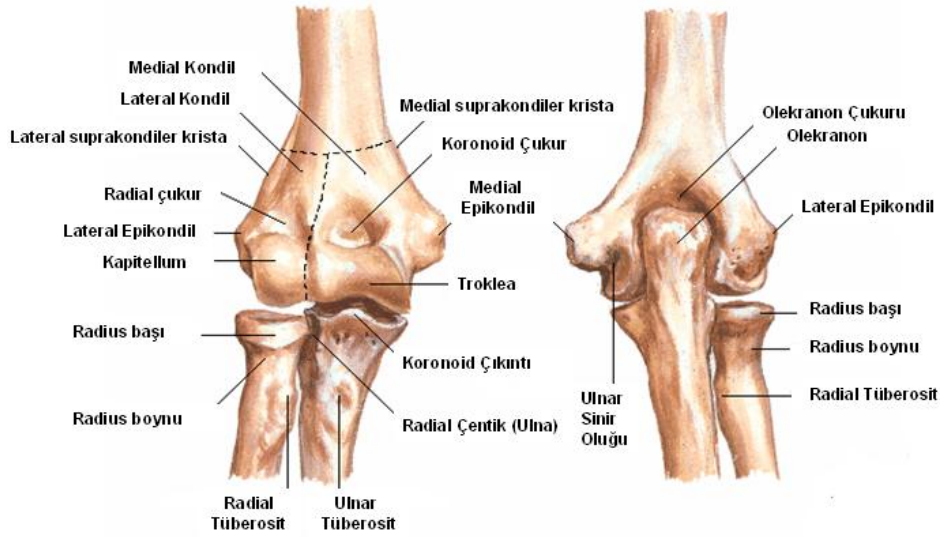
Medial kondilin eklem yüzü kapitelluma göre daha büyük ve silindirik, troklea denir ve makara şeklindedir. Troklea'nın belirgin medial ve lateral çıkıntıları vardır. İki çıkıntı arasındaki merkezi oluk, ulna proksimalindeki semilunar çentiği ile eklemleşir. Trochlea'nın arka yüzünde, oluk hafifçe laterale doğru yönelir. Troklear oluğun bu eğimi, dirsek ekstansiyonda iken ön kola valgus pozisyonunda taşıma açısı sağlar. Medial epikondil'in 5cm yukarısında, humerus ön iç yüzünde suprakondiler çıkıntı vardır. Bu çıkıntı ile medial epikondil arasındaki fibröz bant altından median sinir ve brakial arter geçer. Ön yüzde iki, arka yüzde bir adet çukur bulunur. İç yandan dış yana doğru, ön yüzdeki çukurlar; fossa coronoidea ve fossa radialis'tir. Fossa coronoidea, trochlea humeri'nin üstündedir. Anatomide bu çukura ön kolun kol üzerine fleksiyonu esnasında ulna'nın processus coronoideus'u girer. Fossa radialis ise caput humeri'nin üzerindedir. Anatomide bu çukura ön kolun kol üzerinde fleksiyonu sırasında radius'un caput radii'sinin circumferentia articularis kısmı girer. Arka yüzdeki çukur; fossa olecranii'dir. Bu çukura ön kolun, kol üzerinde ekstansiyonu esnasında ulna'nın olecranon'u girer (7,8).

#### **Proksimal Ulna:**

Ulna'nın en proksimal kısmına olecranon denir. Öne doğru bir çengel şeklinde kıvrılmış ve humerus'ta yer alan fossa olecranii'ye doğru çıkıntı yapmıştır. Olecranon altında yer alan kemiğin ön yüzünden öne doğru uzanan daha küçük çıkıntı processus coronoideus adını alır. Processus coronoideus altında ve ulna'nın ön yüzünde kabarık bir alan (tuberositas ulnae) vardır. Processus coronoideus ile olecranon arasında iç bükey eklem yüzünü oluşturan bir çentik (incisura trochlearis) bulunur, trochlea humeri'yi içine alır. Tuberositas ulnae'nın dış yanında caput radii'yi kısmen içine alan çentiğe incisura radialis denir.

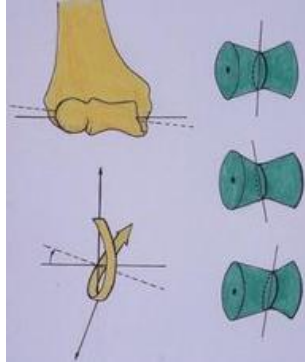
Incisura radialis ve elipsoid radius başı arasında radius başının hafif elipsoid şekli nedeniyle bir çeşit anahtar-kilit ilişkisi mevcuttur. Fleksiyon sırasında Biceps kasının radiusu anteriora çekme etkisiyle oluşturduğu etkiye direnç gösterir ve Anterior subluksasyonu önler. Triseps kası geniş bir tendinöz genişleme ile posteriorda olecranona yapışır. Brakialis kası, anteriorda koronoid çıkıntısının eklem dışındaki distal kısmına ve koronoidin kaidesi seviyesinde bulunan tuberositas ulna'ya yapışır (7,8).





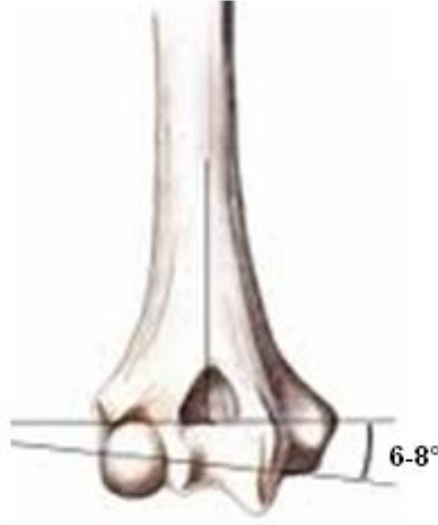
**Sekil 1: Dirsek Kemikleri**

Ulnohumeral eklem; fleksiyon ve ekstansiyona izin veren, anterior ve posterior translasyona izin vermeyen semilunar proksimal eklem yüzeyi ile bir çeşit menteşe yapısı sergileyerek, trochlea humeri ile bir makara sistemi oluşturur.



**Sekil 2: Troklea humerinin makara sistemi yapısı ve valgus tilti:**

Humerus ve ulna arasındaki bu troklear eklemleşme humerus uzun aksına göre 6-8° bir valgus tilti pozisyonundadır. Bu valgus tilti ulna semilunar eklem yüzeyinin 4 derecelik valgus pozisyonuyla birlikte normal dirseğin valgus taşıma açısını oluşturmaktadır. Taşıma açısı erkeklerde 11-14° iken kadınlarda 13-16° 'dir. (10, 11, 12, 13).



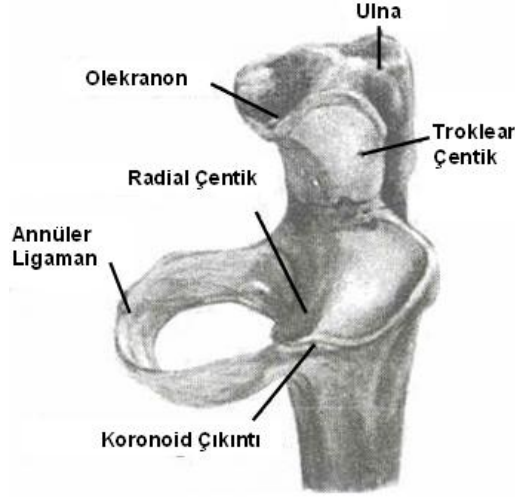
**Sekil 3: Troklea humerinin valgus tilti:**

Ulnanın troklear eklem yüzeyi kendine özgü doğası itibarıyla  $30^\circ$  posterioara açılanmakta ve humerus trokleasında  $180^\circ$  kavrama oluşturmaktadır. Bu şekilde fleksiyon-ekstansiyon sırasında hareket açıklığı artmakta ve koronoid çıkıntının dirsek stabilitesi üzerindeki anterior destek etkisi artmaktadır. Humeroulnar eklemdaki humeral troklear çentik ve ulnar semilunar çıkıntı bir çeşit anahtar-kilit ilişkisi oluşturarak stabiliteyi artırır. Dirsek fleksiyon-ekstansiyonu sırasında stabiliteyi humeroulnar eklemin menteşe özelliği korur (6). Humerus distalinin anterior translasyonu ve humerus distalindeki koronoid ve radial fossalar sayesinde dirsek fleksiyonu, posteriodaki olekranon fossası ile dirsek ekstansiyonu artırılmıştır. Travma sonrası dirsek kapsül kalınlaşması, skar dokuları, fossaların fibröz doku ile dolması, heterotopik ossifikasyon, distal humerus anterior translasyonunun kaybı, artiküler yanlış dizilim, düzensizlik ve artroz gibi etkilerle hareket açıklığı azalmakta ve sınırlanmaktadır (14).

**Proksimal Radius:**

Üst ucu silindir bir baş şeklindedir, caput radii adını alır. Caput radii'nin üst yüzünde capitellum humerii ile eklem yapan yuvarlak bir çukurluk (fovea articularis) vardır. Caput radii'nin dış yüzü çepeçevre ve düz bir eklem yüzü şeklindedir. Circumferentia articularis adı verilen bu düz yüz ulna'nın üst ucundaki çentiğe (incisura radialis) yerleşir. Caput radii ile corpus radii'yi birleştiren dar parçaya collum radii denir. Baş ve boyunun bir kısmı eklem

içindedir. Biceps tendonunun yapıştığı çıkıntı; eklemin dışındadır ve tuberositas radii adını alır. Orbiküler ligaman (ligamentum annulare) adı verilen yapı ise radius başını çevreler (7,8).

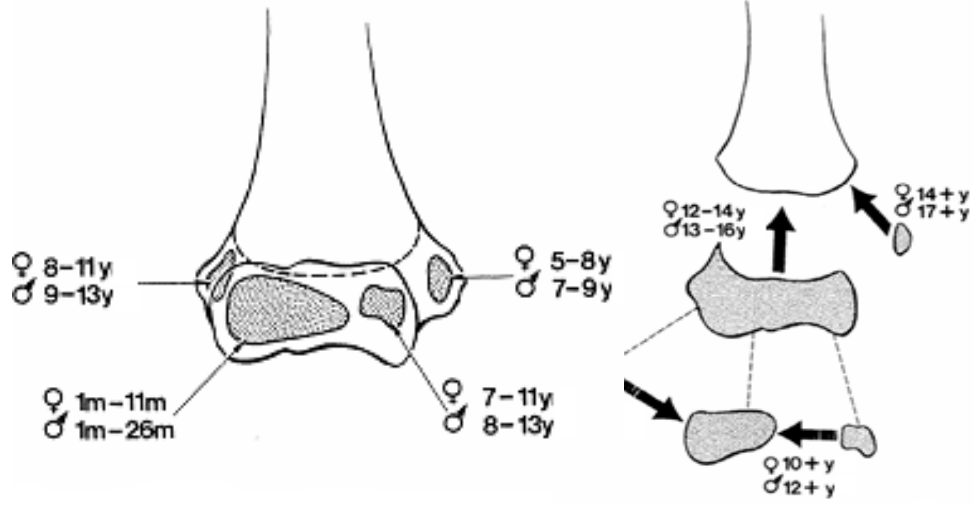


#### **Sekil 4: Proksimal Ulna ve Annüler Ligament :**

Humeroradial eklem; Radius başı 240 derecelik çevresini hyalin kıkırdığın oluşturduğu, ulnanın radial çentiği ile 180° 'lik ön kol pronasyon supinasyon hareket aralığını oluşturan bir eklem oluşturur. Konkav eklem yüzeyi ile ise humerusun konveks küresel kapitellum eklem yüzeyi ile eklemlenerek fleksiyon-ekstansiyonda, pronasyon-supinasyonda ön kol rotasyon merkezinin korunmasını destekleyen bir eklemlenme oluşturur. Radiokapitellar eklem valgus stresine, yük kaldırma ve itme sırasında oluşan dikey kuvvetlere karşı direnç sağlar (6).

Proksimal radiusta gerçekleşen humeroradial ve proksimal radioulnar eklemler sayesinde dirseğe ikinci hareket planı sağlanmakta, pronasyon-supinasyon hareketleri oluşabilmektedir (6).

Dirsek fleksiyon ve ekstansiyon merkezi, humerus distalinde, troklea ve kapitellumun oluşturduğu çemberlerin kesişiminin merkezindedir ve yaklaşık 2 – 3 mm çapındadır. Lateralden bakıldığında bu merkez trokleanın merkezinde yer alır (6)



**Şekil 5: Dirsek eklemi ossifikasyon merkezleri (15).**

Radius proksimal epifiz kemikleşme merkezi 5 yaşında görülmeye başlar ve 16–18 yaşında radius cismi ile birleşir. Wilkins'in büyük sayıda olgu inceleyen yayınlarına göre toplanan 4051 dirsek yaralanmasından %7'si radius boyun kırığıdır. Boyd'un 713 olgusunda bu oran %4,7 dir. Çocuklarda çoğunlukla 5–14 yaşlarda, en çok 9–10 yaşlar arasında görülür. Newman 4–13 yaş arasındaki 38 çocuğun kaymış radius boynu kırığını, Henrikson 55 çocukta kaymış boyun kırığı, Jeffrey'in 450 radius baş ve boyun kırığından 24'ü çocuklarda olduğunu bildirmişler. Neer'in serisinde bu fizis kırığı tüm epifiz plağı kırıklarının %5'idir (16).

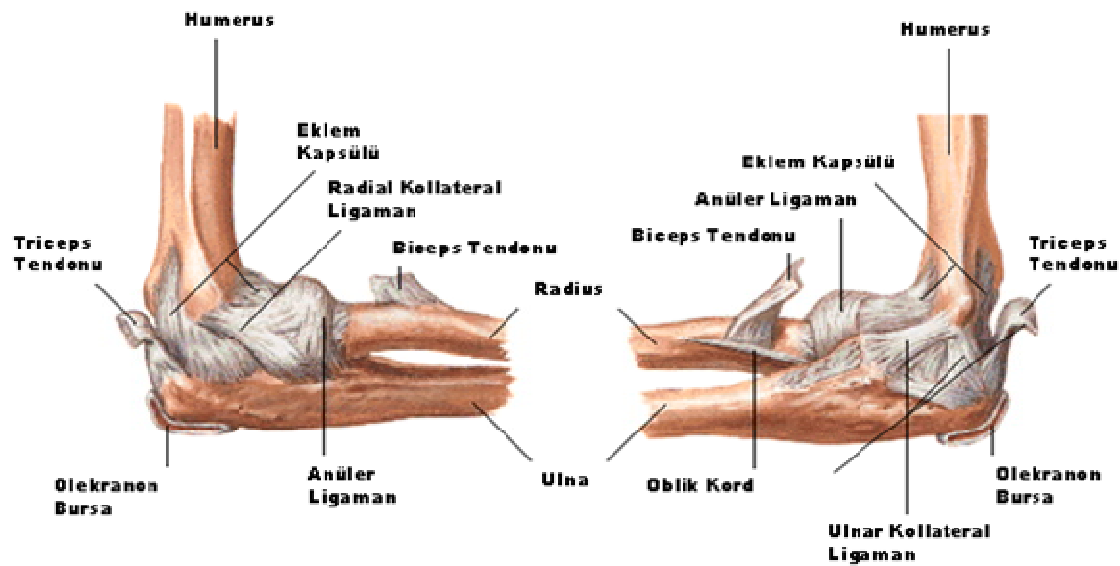
Dirsek çevresindeki ossifikasyon merkezlerinin görülme zamanı;(KRİTOE): (17).

1. Kapitellum ( 1–2 yaş )
2. Radius başı ( 3–5 yaş )
3. İnternal epikondil ( 5-6yaş )
4. Troklea ( 7–10 yaş )
5. Olekranon ( 7–9 yaş )
6. Eksternal epikondil ( 10–13 yaş )

### 2.1.2. Dirsek Eklemi Kapsülü ve Ligamentleri:

Dirseğin kemik mimarisine ek olarak dirsek, kapsül ve medial - lateral ligaman kompleksleriyle stabilize edilir.

Eklem kapsülü; bu karmaşık eklemi tamamen çevrelemektedir. Eklem kapsülü, arkada olekranonun hemen üzerinde humerusa, önde koronoid fossaya, aşağıda semilunar çentiğin hemen altında ulnaya ve radius boynuna yapışır. Kapsül üç eklemi de içine alır. Kapsül önde gergin arkada gevşektir. Ekstansiyonda eklem kapsülünün arka tarafında, fleksiyonda ön tarafında plikalar oluşur. Plikaların eklemin içine katlanarak sıkışmasını, kapsüle önde yapışan brakialis kası, arkada yapışan ankoneus kası engeller (18).



Şekil 6-7: Dirsek eklemi ligamanları (19).

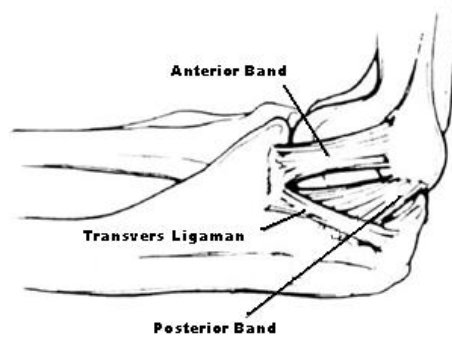
Eklem kapsülünün medial ve lateral kenarları kollateral ligamentler tarafından desteklenmiştir.

*Medial kollateral bağ kompleksi;* Anterior, Posterior ve Transvers olmak üzere 3 komponentten oluşmaktadır.

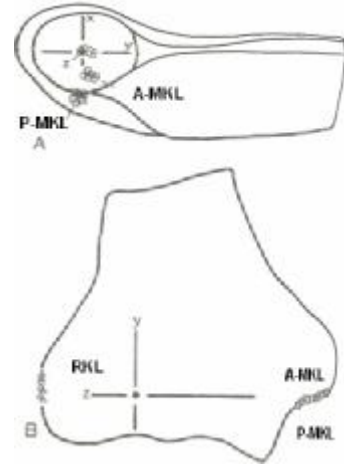
*1-Anterior oblik bant:* Humerus medial epikondil inferior yüzeyinden başlayarak ulna koronoid çıkıntısının medial sınırına tutunur. Anterior komponent fleksiyon ve ekstansiyon sırasında gerilir ve dirsek valgus instabilitesinin major stabilizörüdür (18, 20). Ayrıca kendi içinde Anterior kısım lifleri ve posterior kısım lifleri olmak üzere iki kısmı daha bulunmaktadır.

*2-Posterior oblik bant:* Medial epikondilden başlar olekranonun medialine yapışır. Dirsek fleksiyonu sırasında gerilir (6, 18, 20).

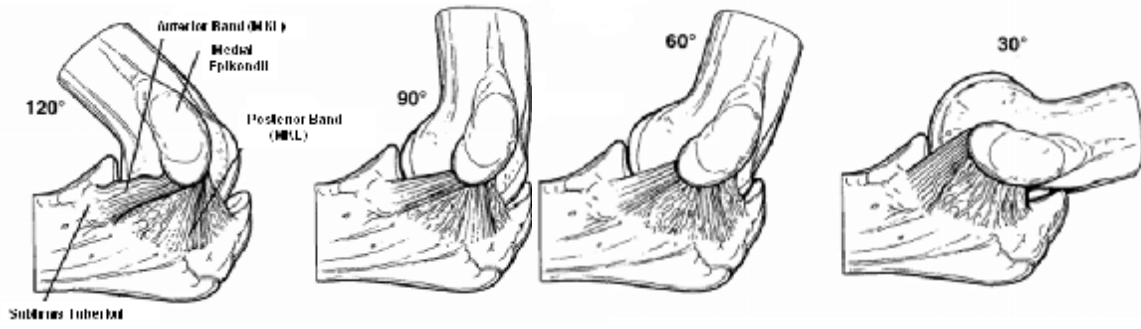
*3-Transvers bant:* Olekranon ile ulnanın anteromedial yüzü arasında uzanır.



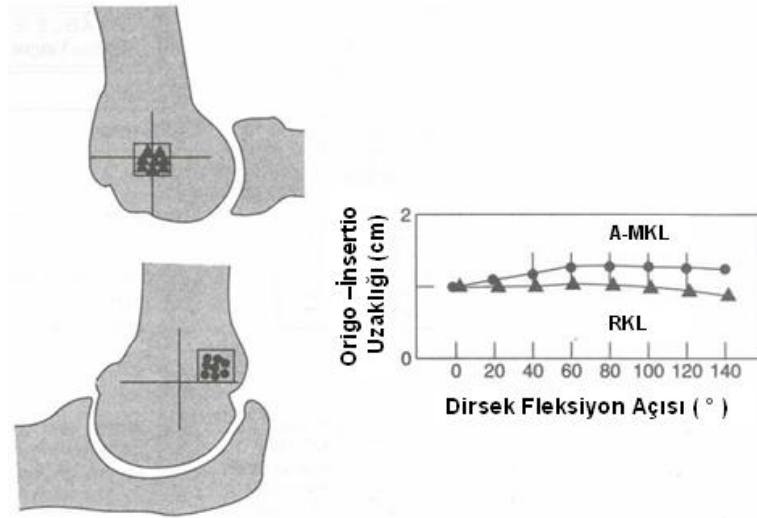
**Şekil 8: Medial Kollateral Ligaman (21):**



**Şekil 9: Medial, Radial Kollateral Ligaman Yapışma Noktaları (22)**



**Şekil 10: MKL, Anterior-Posterior band gerginliği – Dirsek Fleksiyon Açısı İlişkisi (20):**



**Şekil 11: MKL, Anterior band ve RKL – Dirsek Fleksiyon Açısı İlişkisi**

(Alıntı: Mayo Foundation)

Lateral Ligamentöz Kompleks (LKL-RKL); Morrey'e göre Radial kollateral ligament, Lateral ulnar kollateral ligament, Aksesuar lateral kollateral ligament ve Annüler ligament olmak üzere 4 komponentten oluşur. Varus stresi ile gerilir. O'Driscoll, Morrey ve arkadaşları, lateral ulnar kollateral ligamentin dirseğin primer lateral stabilizörü ve posterolateral rotatuar stabilitenin en önemli stabilizörü olduğunu belirtmişlerdir (23, 24).

Lateral kollateral ligament; tepesi humerus lateral epikondil olan yelpaze şeklinde distale uzanarak, annüler ligamenti oluşturarak sonlanır. Annular ligament; ulna sigmoid çentiğinin ön kenarından başlar, radius başının 4/5 ini kement gibi sararak sigmoid çentiğin arka kenarında sonlanır. Proksimal radioulnar artikülasyon stabilitesine katkıda bulunur.

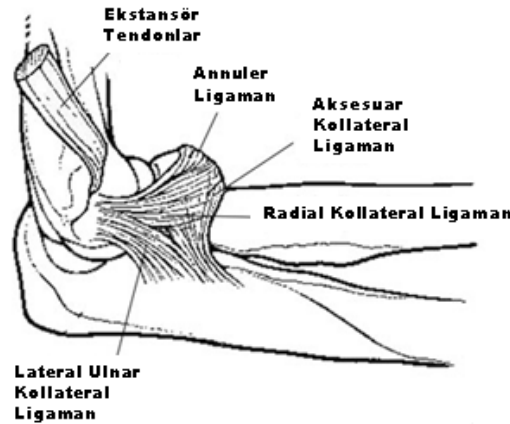
Annular ligament daha güçlüdür ve ulnaya posteriorda anteriordakinden daha güçlü tutunmaktadır (18,25). Lateral ulnar collateral ligament ise lateral epikondilden başlayarak ulnanın supinator krest tüberkülüne tutunur. Morrey ve arkadaşları, lateral ulnar kollateral ligamentin dirseğin primer lateral stabilizörü olduğunu belirtmişlerdir (24,25).

1- Radial kollateral ligament: Lateral epikondilden başlar annüler ligamentin üst kenarına yapışır.

2- Annüler ligament: Ulnanın proksimalinde yer alan radial çentiğin ön ve arka yüzleri arasında uzanır ve radius başını sarar. Radius başının distale dislokasyonunu engeller. Radius başı epifiz gelişimini tamamlamamış çocuklarda distal traksiyon kuvvetleri etkisiyle dislokasyon sık görülen bir durumdur. Pronasyonda gerilir, supinasyonda gevşer (18,25).

3- Lateral ulnar kollateral ligament: Lateral epikondilden başlar ulnanın lateralinde yer alan supinator çıkıntıya tutunur.

4- Aksesuar lateral kollateral ligament: Supinator çıkıntı ile annüler ligamentin anterior kenarı arasında uzanır. Aksesuar lateral kollateral ligaman; lateral epikondilden başlar ve annuler ligamanın alt kenarına yapışır (18,25).



### Şekil 12: Lateral Kollateral Ligaman Kompleks

(Alıntı: Mayo Foundation, 1982)

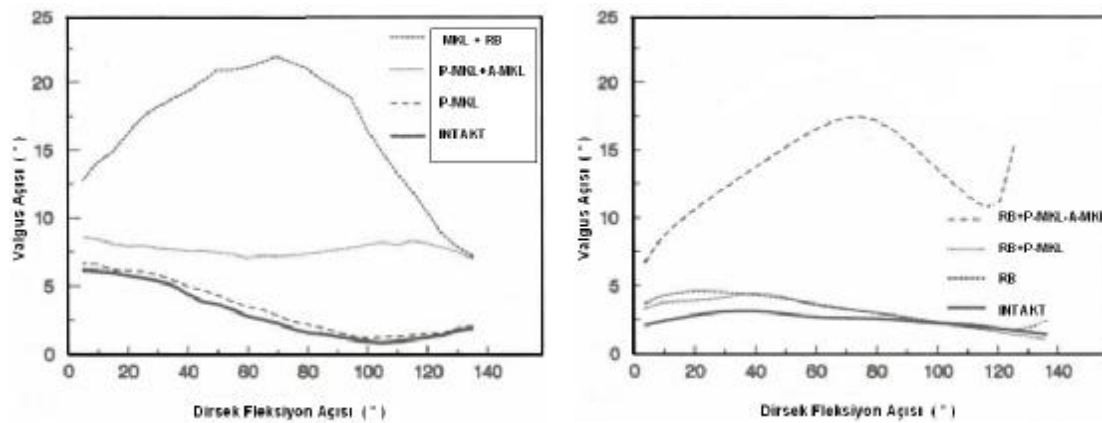
Dirsek ekstansiyonunda, distraksiyona karşı yumuşak doku direncinin yaklaşık %70'ini anterior kapsül sağlar. Ekstansiyonda valgus stresi, medial kollateral ligaman kompleksine, kapsüle ve eklem yüzeylerine eşit oranlarda yansır. Ekstansiyonda varus stresi ise yine eşit oranlarda lateral kollateral ligaman, kapsül ve eklem yüzeyleri tarafından karşılanır. Fleksiyonda, medial kollateral ligaman kompleksi distraksiyona karşı yumuşak



doku direncini sağlar ve valgus stresine karşı primer stabilizördür. Fleksiyonda varus stres direnci ise %75 oranda eklem yüzeyleri tarafından karşılanır. Dirsekle yapılan aktivitelerin çoğunda valgus zorlanması meydana gelir ve posterolateral dislokasyonunun önlenmesi için MKL, LKL ve radius başının sağlam olması gerekir (6).

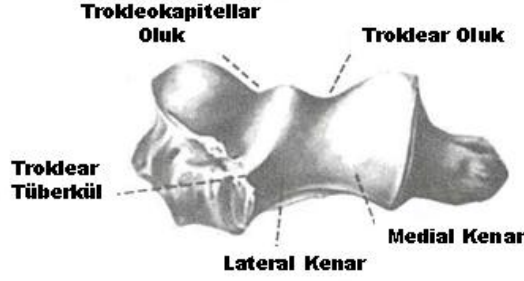
Medial kollateral ligamanın anterior oblik liflerinin disseke edilmesinin posterolateral instabilite ve dirsek çıkığına neden olduğu gösterilmiştir (26).

Morrey ve arkadaşları, 1991, yaptıkları çalışmalarda eğer travma sonrası medial kollateral ligaman anterior liflerinde bir hasar varsa posterolateral instabilite oluşabileceğini belirtmişlerdir. Dirsekle yapılan aktivitelerde sıklıkla valgus stresi olduğu için posterolateral stabilitenin sağlanması valgus stabilitesinin de sağlanması açısından önemlidir. Medial kollateral ligaman ve radius başının sağlam olması gereklidir (27).



**Şekil 13: Dirsek Valgus Stabilizörleri selektif eliminasyonu, Valgus Açısı–Dirsek Fleksiyon Açısı ilişkisi (27).**

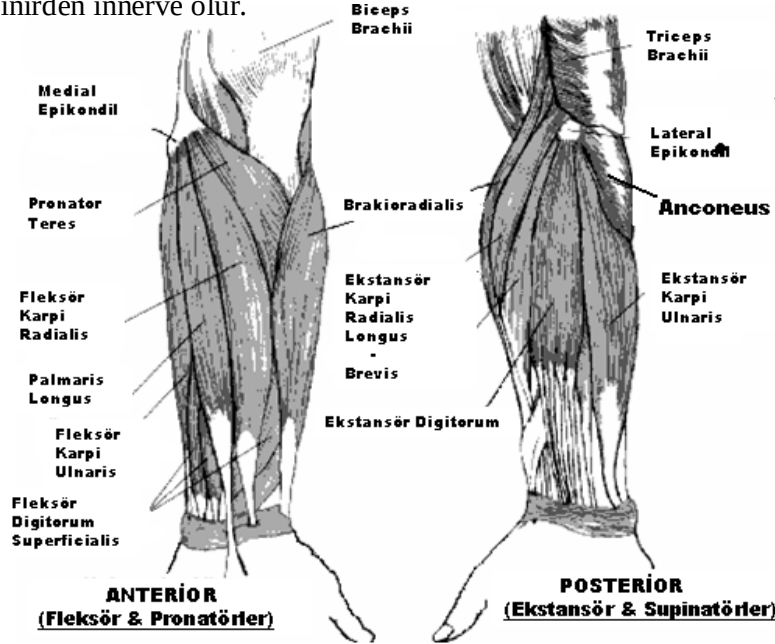
Dirsek fleksiyon ve ekstansiyonu sırasında stabiliteden ulnohumeral eklem ilişkisi oluşturur. Bu ilişki menteşe özelliğinde olması itibarıyla fleksiyon-yük kaldırma, ekstansiyon-itme hareketleri sırasında yatay kuvvetlere destek olarak stabilizasyon sağlar. Aynı şekilde fleksiyon-ekstansiyon sırasında oluşan valgus stres kuvvetlerine karşı ise radiokapitellar eklem ile karşılık verilerek stabilite sağlanır (18)



**Şekil 14: Trokleanın yapısı ve Dirsek stabilitesi ile ilişkisi (18).**

### 2.1.3. Dirsek Çevresi Kaslar:

Dirsek Anteriorunda; M.Biceps Brachii ve M.Brachialis, dirseğin fleksörleri olup, muskükökütan sinirden innerve olurlar. Posteriorıda ise; M.Triceps Brachii dirseğin ekstansörü olup, radial sinirden innerve olur.



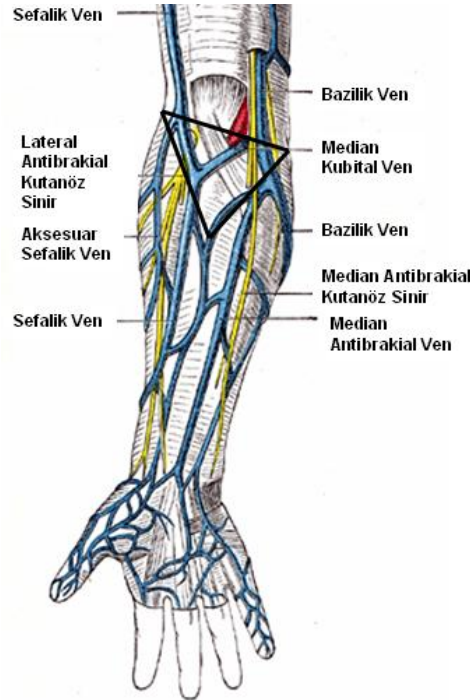
**Şekil 15: Dirsek Çevresi Kaslar (18).**

Medialde; M.Palmaris Longus, M.Pronator Teres, M.Fleksör Carpi Radialis, M.Fleksör Digitorum Süperfisialis, M.Fleksör Carpi Ulnaris medial epikondilden başlayıp, parmak ve elbilek fleksiyonu ile önkolun pronasyonunda görev alırlar. Median ve ulnar sinirlerden innerve olurlar.

Lateralde; M.Brachioradialis, M.Ekstensor Carpi Radialis Longus, M.Ekstensor Carpi Radialis Brevis, M.Ekstensor Digitorum Communis, M.Ekstensor Carpi Ulnaris, M.Supinatorius olup bu kaslar parmak ve el bileği ekstansiyonu ile ön kolun supinasyonunda görev alırlar. Radial sinirden innerve olurlar (18).

#### 2.1.4. Antekübital Fossa;

Dirsekte anteriorda, medial kenarını M.Pronator teres'in, lateral kenarını M.Brachioradialis'in, Üst kenarını epikondilerden sanal olarak geçen transvers hattın ve döşemesini ise M.Brachialis ve M.Supinator'un yaptığı "Ters Üçgen" şeklindeki alanda önemli nörovasküler yapılar yer alır. Fossanın içindeki referans nokta; Biceps tendonu iken hemen medialinde Brakial arter radial ve ulnar dallara ayrılır. Median sinir daha derinde ve brakial arterin medialinde olup, fleksor digitorum profundusun önünde seyredir. Radial sinir eklem seviyesinin 3-4 cm proksimalinde ikiye ayrılır. Posterior interosseos sinir dalı; Supinator kasın yüzeysel ve derin lifleri arasındaki Frohse Arkından girer, distale uzanır (18).

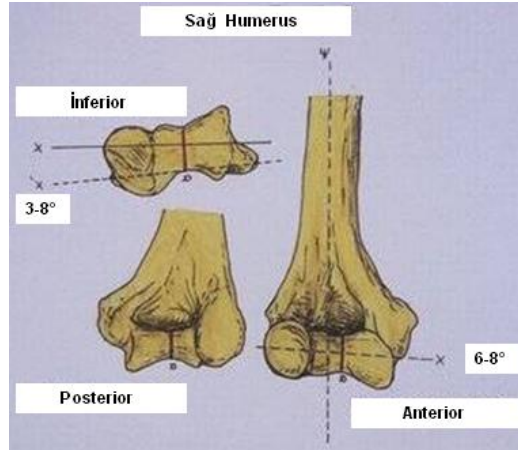


Şekil 16: Antekübital Fossa (28).

## 2.2. DİRSEK BİYOMEKANİĞİ:

### 2.2.1 Genel Bilgiler:

Dirsek eklemi vücuttaki en uyumlu ve en stabil eklemlerden biridir. Bu özelliği büyük oranda hem yumuşak doku desteğini, hem de eklem yüzeyi desteğini birlikte barındırmasından ileri gelmektedir.

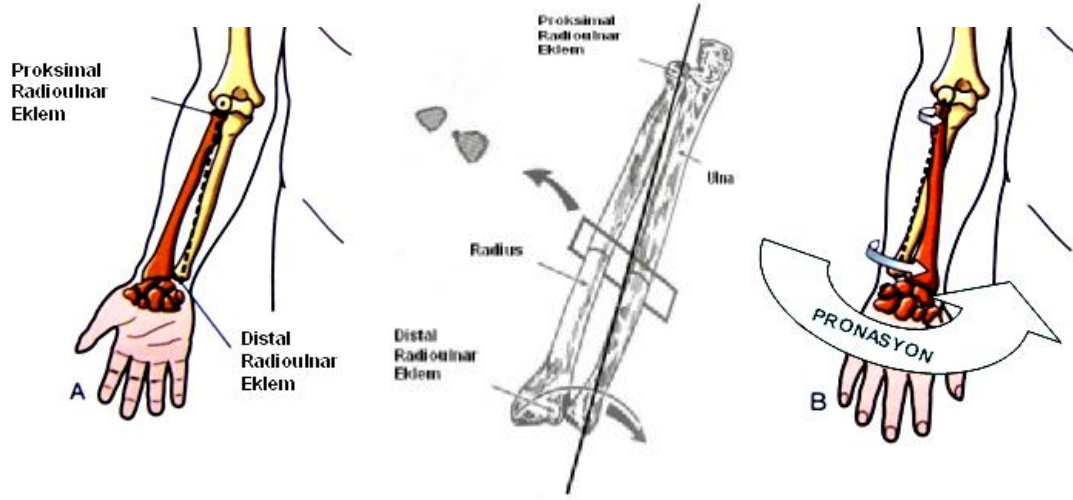


**Şekil 17: Trokleanın Açısal Özellikleri**

Dirsekteki eklemler; menteşe(ginglimoid) tipi bir eklem olan humeroulnar eklem ve pivot (trokoid) tipi eklemler olan humeroradial ve proksimal radioulnar eklemlerdir. Yani dirsek eklemi trokoginglimoid bir eklemdir ve iki eksenle harekete izin vermektedir, fleksiyon-ekstansiyon ve pronasyon-supinasyon (29).

Fleksiyon ve ekstansiyon hareketinde primer olarak humeroulnar eklem devreye girerek ulna humerus etrafında sagittal plan içerisinde, horizontal aks üzerinde hareket ederken, buna humeroradial eklemle radius başının kapitellum üzerindeki hareketi sekonder olarak eşlik eder. Pronasyon ve supinasyon hareketlerinde primer olarak humeroradial ve proksimal radioulnar eklemler devreye girerek radiusun koronal plan içerisinde, sagittal aksta humerus üzerinde hareketi ve radiusun yine koronal planda ve sagittal aksta ulna üzerinde hareketi görev almaktadır. Ön kolun bu pronasyon ve supinasyon rotasyon aksı, proksimalde radius başından distalde ulnar styloidten ön kol kemiklerine oblik bir şekilde geçmektedir. Radiohumeral eklemde rotasyon aksı aynı zamanda ön kol rotasyonunun mekanik aksıdır ve bu aks ön kolun anatomik aksından farklıdır. Ön kol rotasyon aksı; pronasyon supinasyon hareketlerinde radiusun ulna üzerinde hareket etmesi nedeniyle, radius başı eklem yüzeyinin konveks noktasından distal ulna eklem yüzeyinin konveks noktasına uzanan longitudinal

eksendir. Bu eksen radius ve ulna uzun eksenlerine oblik bir seyir izlemektedir. Ayrıca pronasyon hareketi sırasında radius proksimale doğru yer değiştirmektedir (30,31).

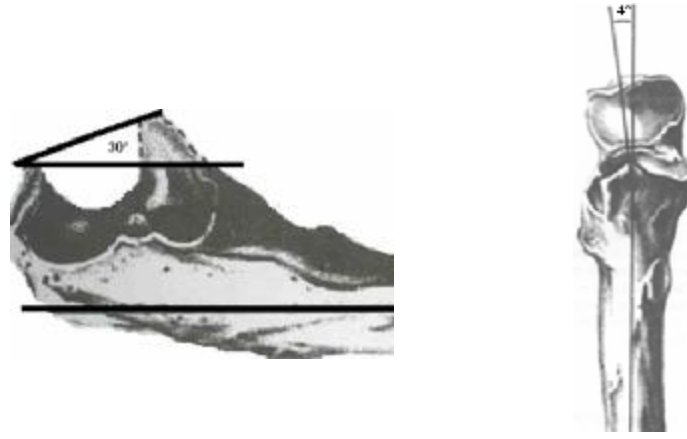


**Şekil 18: Ön kol Rotasyon Eksen**

(Alıntı: Morrey BF. *The Elbow and Its Disorders*,2000).

Dirsek fleksiyon ekstansiyon hareket merkezi, pratik olarak humerus distalinde troklea ve kapitellumun lateral izdüşümlerinin oluşturduğu çemberlerin kesişiminin merkez noktasıdır. Bu nokta lateralden bakıldığında trokleanın merkezindedir. Dirseğin bu rotasyon aksı humerusun ön korteksi üzerinden distale doğru çizilen düz çizgi ile aynı doğrultuda yer almaktadır (32). Ancak dirsek kinematiği üzerine yapılan çalışmalar incelendiğinde; dirsek fleksiyon ekseninin pozisyonun fleksiyon ekstansiyon sırasında sagittal plan üzerinde düzensiz helikal bir seyir gösterdiği tespit edilmiştir (32). Trokleanın koronal plandaki valgus pozisyonunun ve ulnanın troklear çentiğinin elipsoid yapısının bu paternden sorumlu olduğu belirtilmiştir (33, 34).

Elektromanyetik takip sistemleri kullanılarak yapılan incelemelerde bu düzensiz helikal seyir paterninin aktif dirsek fleksiyon-ekstansiyon hareketi sırasında trokleanın spesifik menteşe eklem yüzeyinin etkisiyle oluşan potansiyel varus-valgus laksitesinin ve ulna troklear çentiğinin elipsoid yapısı nedeniyle koronal planda oluşturduğu potansiyel laksitenin etkisinin olduğu tespit edilmiştir (34).



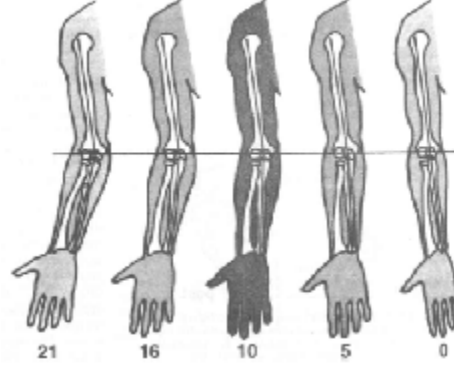
**Şekil 18: Proksimal Ulnanın Açısal Özellikleri (18).**

Morrey ve arkadaşları, yaptıkları anatomik bir çalışmada fleksiyon–ekstansiyon rotasyon ekseninin humerusun epikondiler hattına göre  $3-8^{\circ}$  iç rotasyonda bulunduğu ve buna göre koronal planda rotasyon merkezine longitudinal dik bir çizgi çekildiğinde, humerusun anatomik aksı ile arada 6-8 derecelik bir valgus tilti bulunduğunu belirtmişlerdir. Klinik sonuçlar, bu bilgiler eşliğinde yorumlandığında, dirsek protezi implant gevşemesinden sorumlu olabileceği ifade edilmektedir (35). Ancak pratikte rotasyon eksenini merkezinin bu minimal deviasyonu göz ardı edilerek, kapitellum ve troklear arkların lateral projeksiyonlarının merkez noktası olarak tanımlanmaktadır (36). Ön kol rotasyon eksenini; pronasyon supinasyon hareketlerinde radiusun ulna üzerinde hareket etmesi nedeniyle, radius başı ekleme yüzeyinin konveks noktasından distal ulna ekleme yüzeyinin konveks noktasına uzanan longitudinal eksenidir ve bu eksen radius ve ulna uzun eksenlerine oblik bir seyir izlemektedir (30, 36). Ayrıca pronasyon hareketi sırasında radius proksimale doğru yer değiştirmektedir (37). Radius başının bu elipsoid morfolojisi normal radius başının ulnar bölgesinde lokalize bir çeşit anahtar-kilit ilişkisi olarak tanımlanmıştır. Dirsek pronasyonu ile bu kısmi asimetrik anatomi radius başının bir miktar anteriora ve supinasyon sırasında ise radius başının bir miktar posterioara yer değiştirmesine neden olarak bu anahtar-kilit ilişkisiyle ön kol rotasyon hareketlerinde ve fleksiyon sırasında stabilite katmaktadır (35).

Kadavralar üzerinde yapılan anatomik bir çalışmada bireyler arası radius boyun açıları ortalamasının  $17^{\circ}$  ( $6^{\circ}-28^{\circ}$ ) olduğu, radius boyun açıları arasında bireysel farklılıklar olduğu ortaya konmuştur (38).

*Taşıma açısı;* Anteroposterior planda humerusun uzun eksenini ile ulna uzun eksenini arasında oluşan açıdır. Erkeklerde  $10-15^{\circ}$ , kadınlarda  $5^{\circ}$  daha büyük olma eğilimindedir (10, 11, 12, 13). Humerus ve ulna yapısı, troklea pozisyonunun bireyler arasındaki değişkenlik göstermesi gibi bireysel anatomik varyasyonlara ve referans kemik olarak humerus ya da

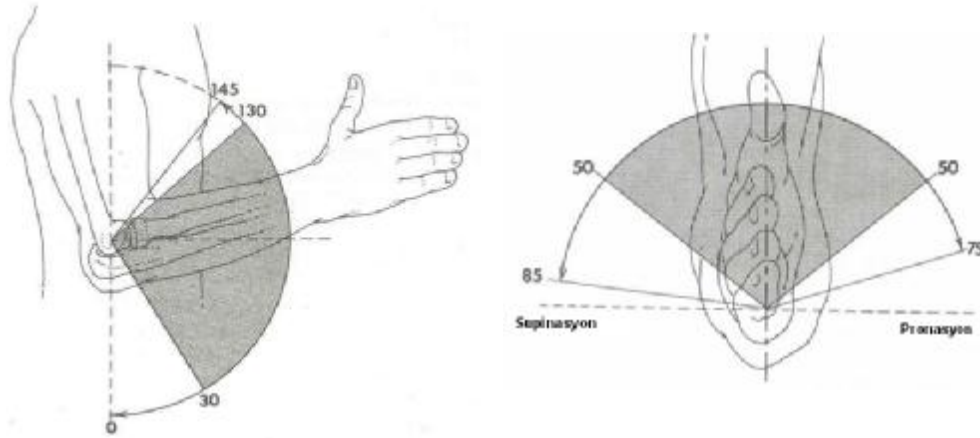
ulnanın alınması gibi ölçüm özelliklerine bağlı olarak dirsek fleksiyon-ekstansiyon aks varyasyonlarına göre taşıma açısı farklılıklar gösterebilmektedir (39).



**Şekil 19: Valgus açısı varyasyonları**

(Alıntı: *Lanz T. ve Wachsmuth W. 1959*).

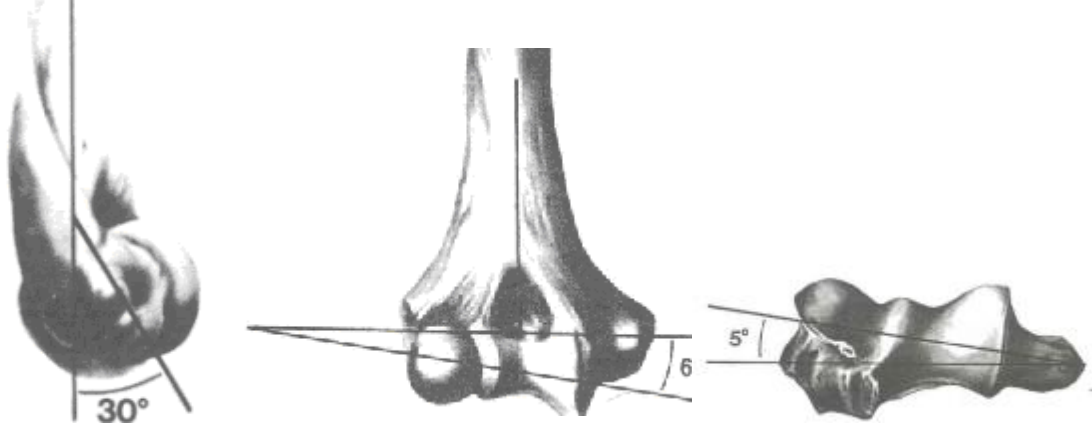
Dirseğin normal hareket açıklığı: 0°-150° Fleksiyon, 85° Supinasyon, 75° Pronasyon şeklindedir. Günlük hayatta en çok kullanılan hareket açıklığı ise 30°-130° Fleksiyon, 50° Supinasyon, 50° Pronasyon şeklindedir (40).



**Şekil 20: Dirsek Eklemi Hareket Genişliği (40).**

Troklea 320° derecelik bir kıkırdak yüzeyle kaplı, sigmoid çentik kıkırdak yüzeyi arkı 180°, kapitellumla eklem yapan radius başı konkavite açısı 40° ve ulna ile eklem yapan radius başı çevresi sirkümferansiyel kıkırdak yüzeyi 240°, ulna radial çentik arkı 60-80° 'dir. Radius baş boyun kompleksi ile radius shaftı arasında laterale 15° 'lik bir açı bulunmaktadır (40).

Morrey'e göre üst ekstremitenin günlük etkinliğinin gerçekleştirebilmesi için dirseğin en az 100°'lik bir fleksiyon-ekstansiyon genişliği ve normal bir önkol rotasyonu olmalıdır (40). Dirseğin fleksiyon ve ekstansiyon hareketinin rotasyon merkezi, troklea ve kapitellum lateral izdüşümlerinin merkezinden geçmektedir.



**Şekil 20: Distal humerusun Açısal Özellikleri (18)**

Normal bir dirsek eklemine stabilitesi, eklem geometrisi, kapsüloligamentöz yapılar ve kasların balansı tarafından sağlanmaktadır. Humerus alt ucunun 30° anterior rotasyonu, sigmoid çentik 30°'lik posterior açısının rotasyonu ile olan uyumu dirseğe 150° hareket arkında, özellikle ise tam ekstansiyonda statik stabilizasyon sağlamaktadır (18).

Kapandji'ye göre dirsek ekstansiyonunu sınırlayan faktörler; olekranonun olekranon fossasına oturması, anterior kapsülün ve fleksör kas grubunun gerilmesi (33). Ayrıca ekstansiyon sırasında medial kollateral ligamanın anterior kısmının gerginliği, ekstansiyon için bir kontrol noktası görevi görmektedir. Dirsek fleksiyonunun sınırlandırılmasında ise, koronoid çıkıntının koronoid fossaya, radius başının radial fossaya oturması, posterior kapsül ve tricepsin gerilmesi rol almaktadır (40).

Pronasyon supinasyon hareketlerinin kısıtlanmasında ise; antagonist kas gruplarının gerilmesi, ligamentöz yapıların gerilmesi, özellikle fleksör pollicis longus olmak üzere rotasyon sırasında dokuların sıkışması, interosseöz membranın gerilmesi rol almaktadır. İntakt bir ön kolun pronasyon-supinasyon hareket açıklığı 150° iken, kas dokular uzaklaştırıldığında 185-190°, ligamentöz yapılar uzaklaştırıldığında 210 derecedir (41).

Dirsek eklemine hacmi 25ml'dir. Dirsek eklemine bu maksimum hacim kapasitesi 80° fleksiyonda oluşmaktadır. Bu nedenle donuk dirsek vakalarında sıklıkla 80-90 derecede sabitlenmiş deformiteler görülmektedir (41, 42).

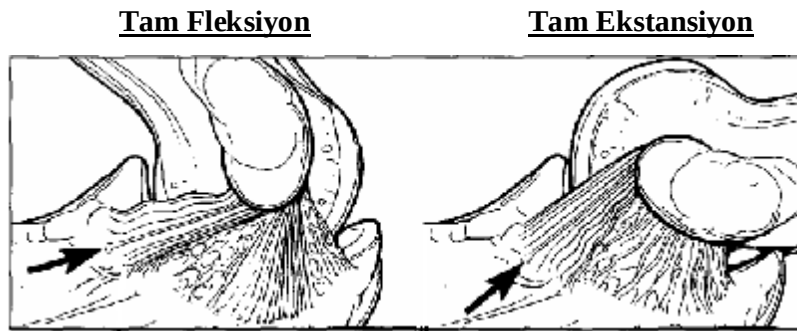


Dirsek eklemi kemiklerinin kontakt yüzeyi, yükü karşılayan eklem yüzeyleriyle ilişkili olarak fleksiyon-ekstansiyon hareketlerine ve yüklere değişiklik göstermektedir. Radius başı çukur eklem yüzeyi, fleksiyon ekstansiyon sırasında sürekli kapitellum tepesi ile temas halindedir. Ulna sigmoid çentik eklem yüzeyi ise fleksiyon derecesi ve yük arttıkça daha geniş yüzeylerle temas etmekte ve sigmoid çentik eklem yüzeyine daha santralize bir lokalizasyona yer değiştirme eğilimindedir (43, 44). 10N' luk bir yük, dirsek ekleminde ortalama %9'luk bir kemik teması oluştururken, 1280N yük altında temas yüzeyinin %73'e çıktığı tespit edilmiştir (44).

Varus-valgus streslerine karşılık dirsek ekleminde bir trokleanın lateral yüzeyinin orta noktasında bir pivot noktası oluşmaktadır. Varus streslerinin artışıyla pivot nokta daha medialize, valgus streslerinde ise pivot nokta daha lateralize olmaktadır (43, 45).

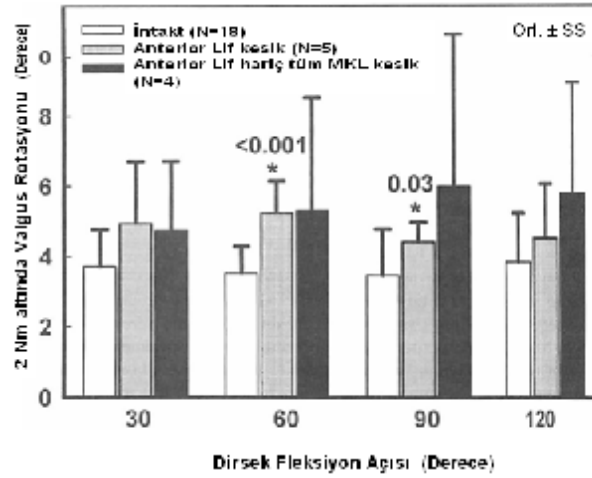
Valgus stabilitesi, fleksiyonda başlıca medial kollateral ligaman ve sekonder olarak da radius başı tarafından sağlanmaktadır. 30°-60°-90° fleksiyonda valgus stabilitesi major olarak medial kollateral ligaman, anterior bandının anterior lifleri tarafından, sekonder olarak ise Anterior Band posterior lifleri tarafından sağlanmaktadır. 120° dereceden itibaren ise anterior band anterior ve posterior lifleri birlikte primer valgus stabilizörü konumuna geçerler.

Tam ekstansiyonda ise valgus stabilitesinden Radius başı ve Medial kollateral ligaman eşit oranda sorumludur. Sonuç olarak anterior band anterior lifleri ve posterior lifleri ayrı biyomekanik fonksiyonlara sahiptir ve tam ekstansiyonda anterior band anterior lifleri valgus streslerine karşı daha yüksek oranda maruz kalmakta iken, tam fleksiyonda ise anterior band posterior lifleri valgus stresine karşı daha yüksek oranda maruz kalmaktadır (20).



**Şekil 21: Fleksiyon açısı-MKL-Anterior band, Anterior-Posterior liflerinin ilişkisi (20).**

Tam fleksiyonda MKL-Anterior band, Anterior lifleri gevşek iken Posterior lifleri ise gergin, tam ekstansiyonda ise MKL-Anterior band, Anterior lifleri gergin, Posterior lifleri gevşektir (20).



**Şekil 22: Farklı fleksiyon açılarında MKL-Anterior band ve Valgus Stabilitesi.**

**MKL-A, Anterior Lif ve geri kalan MKL-Anterior band liflerinin (Anterior lif kesik iken ) valgus stabilitesine etkisi (41).**

Varus stabilitesi, ulnohumeral eklem bütünlüğü, Anterior eklem kapsülü ve Lateral kollateral ligaman kompleksi tarafından sağlanmaktadır. Anatomik çalışmalar hem fleksiyonda hem de ekstansiyonda primer stabilizatör görevini ulnohumeral eklem yaptığı göstermiştir. Bu eklem ekstansiyonda varus stabilitesinin % 55 'inden, tam fleksiyonda iken %75'inden sorumlu olduğu tespit edilmiştir. Her iki pozisyonda anterior eklem kapsülü ikincil rol oynarken, LKL kompleksi üçüncül rol oynamaktadır (22, 34, 40, 46).

Dempster 1955, Morrey ve Chao 1976, yaptıkları çalışmalar sonucunda, dirsek taşıma açısının tam ekstansiyonda 11° valgusta ve tam fleksiyonda 6° varusta olduğunu, ulnohumeral eklem konfigürasyonu itibariyle ilerleyen fleksiyon açılarında açının giderek azaldığını belirtmişlerdir (47).

Dirsek aktiviteleri sırasında en geniş çapraz kesit alanına sahip ve en aktif kas M Brachialistir. Bu açıdan dirsek fleksiyonundan sorumlu en önemli kastır. Dirseğe etki eden kuvvetler, ekstansiyonda fleksiyona göre, pronasyonda da supinasyona göre daha fazladır(12).

Fleksiyon hareketi sırasında; dirsekte en büyük fleksiyon kuvveti 90° fleksiyonda oluşmaktadır. Bu noktada dirsek eklemine major fleksör kasının eklem hareket noktasına uzaklığı, dolayısıyla ekleme gelen moment etkisi maksimumdur. Dirsekte zorlu bir kaldırma sırasında vücut ağırlığının üç katı büyüklüğünde bir kuvvet meydana gelebilir. Ayrıca dirsek 90° fleksiyonda iken ele ve ön kola gelen yan kuvvetlerin etkisi ile distal humerusta yüksek bir rotatuar moment stresi oluşur. Bu kuvvet ve kuvvet kolu moment etkisi ile medial

kollateral ligamana gelen tensil kuvvetler vücut ağırlığının iki katına ulaşır ve radius başına gelen kompresif yükler de yaklaşık olarak vücut ağırlığının 3 katına ulaşabilir (47).

Ekstansiyon sırasında; 180° ekstansiyonda bir dirsekte aksiyel yüklerin yaklaşık %40'ının ulnohumeral eklem, %50-60 'ının ise radiokapitellar eklem tarafından karşılandığı ifade edilmektedir (48).

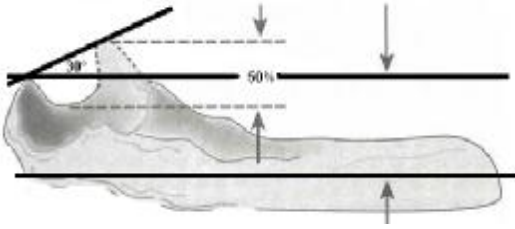
Dirsek stabilitesinden eklem yüzeyleri ve yumuşak dokular eşit oranda sorumludurlar. Kollateral ligamanlar kompleksleri ve anterior kapsül statik stabilizörlerdir. Her biri değişik fleksiyon ve ekstansiyon açılarında değişik derecelerde stabilizasyona katkıda bulunmaktadır. Anterior kapsülün stabilizasyona en büyük katkısı ekstansiyonda iken, Medial kollateral ligamanın anterior bandını da kendi içinde ikiye ayırılır, Medial kollateral ligamanın anterior bandının anterior lifleri, tam ekstansiyonda gerilerek stabilizasyona önemli derecede katkıda bulunmaktadır. Anterior bandının posterior lifleri ise ekstansiyonda gevşek, fleksiyon arttıkça gerilmekte ve posterior kapsül ile birlikte fleksiyonda stabilizasyona katkıda bulunmaktadır. Genel olarak medial kollateral ligaman valgus stresine karşı primer stabilizördür. Lateral kollateral ligaman ise dirsek pozisyonundan bağımsız bir şekilde her derece fleksiyonda sabit bir gerginliğe sahiptir. Ancak lateral kollateral ligamanın, Lateral Ulnar Kollateral komponenti, dirseğin pivot shift hareketini önlemek için kaçınılmazdır. Ayrıca lateral ulnar kollateral ligaman, varus, rotatuar stabilite ve dirsek eklemi hareketleri stabilitesi için major stabilizördür (49, 50).

Sørbjerg ve ark. yaptıkları çalışmalarda lateral ulnar kollateral ligaman ve annüler ligamanın varus ve rotatuar streslere karşı major stabilizör olduğunu tespit etmişler(49, 50).

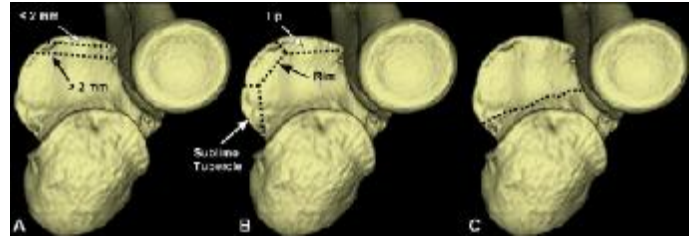
Çeşitli fleksiyon ve ekstansiyon açılarında dirsek ekleminin çeşitli komponentleri stabiliteye değişik derecelerde katkıda bulunmaktadır. Ekstansiyonda anterior kapsül, dirseğin yumuşak doku stabilizasyonunun %70'ini oluşturur. 90° fleksiyonda ise medial kollateral ligaman bu görevi devralır. Ekstansiyonda varus stresine karşı primer stabilizör %55 oranla dirsek eklemi artikülasyonudur. Fleksiyonda ise varus stresine karşı dirsek eklem artikülasyonu %75 oranda sorumludur. Ekstansiyonda valgus stabilitesine karşı medial kollateral ligaman, eklem kapsülü ve eklem yüzeyi ortak olarak eşit oranda katkıda bulunur. Fleksiyonda ise valgus stabilitesine %55 oranla medial kollateral ligaman katkıda bulunur ve bu stabiliteden özellikle medial kollateral ligamanın fleksiyonda gergin kısmı olan anterior bandının anterior lifleri sorumludur. Ayrıca valgus stresine karşı direncin objektif olarak değerlendirilebilmesi için radius başının da göz önünde bulundurulması gerekmektedir (20).

Morrey ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, valgus stresine karşı primer stabilizörün Medial Kollateral Ligaman olduğu, radius başının ise intakt bir medial kollateral

ligaman varlığında ancak sekonder bir stabilizör olduğu ifade edilmiştir (33). Artikülasyonun stabiliteye katkısını ele alacak olursak, tam ekstansiyon ve 90° fleksiyonda proksimal ulna eklemler yüzeyinin proksimal %50'sinin valgus stresinde primer stabilizör, proksimal ulna eklemler yüzeyinin distal %50'lik koronoidal kısmı ise hem fleksiyon hem ekstansiyonda varus stresine karşı primer stabilizördür (51). Koronoid kısmının dirsek stabilitesine olan katkısı ele alındığında, anatomisi itibarıyla posterioara itici güçlere karşı direnç gösterici bir özelliğe sahip olan koronoid processin çeşitli oranlarda tahrip olması çeşitli sonuçlara neden olmaktadır. Dirsek eklemi koronoid çıkıntısının %25'i rezeke edildiğinde, 70 derece fleksiyonda dirsek sublukse olmaktadır. Bu bilgiler ışığında klinik olarak, olekranon tipinden ulna shaftına paralel bir çizgi çekildiğinde koronoid kısmının tam ortasından geçmektedir ve bize kritik koronoid kaybının klinik olarak değerlendirilmesinde referans olmaktadır (52).



Morrey ve Ark. 1997 (52).

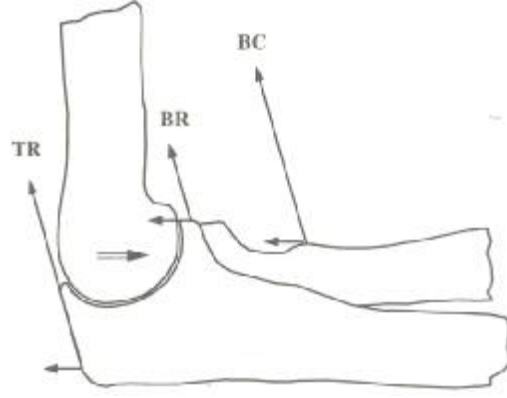


O'Driscoll ve Ark. 2003 (1).

### **Şekil 23: Koronoid kırıkları**

#### **2.2.2. Dirseğe etki eden kuvvetler:**

Dirseğe etki eden kuvvetler, dirsek biyomekaniğini ve dirsek ile ilgili klinik durumları anlamak ve yorumlamak için önem arz etmektedir. Sagittal plan hareketleri olan fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri sırasında dirsek menteşe tipi özellik göstermektedir. Herhangi bir kuvvet yada yük etkisi ile dirsekte oluşturulan kuvvetler ve momentler, eklem yüzey artikülasyonları, kapsül, bağlar ve kaslar ve tendonlar ile karşılanır. Bir dirsek üzerinde oluşan kuvveti ve momenti hesaplayabilmek için; Uygulanan kuvvetin şiddetini, uygulama açısını, ekleme uzaklığını ve o an ki dirsek açısı bilinmelidir. Genellikle bu hesaplamalarda sürtünme ve aksesuar ligamanların etkisi göz ardı edilir. Ayrıca değişik hareketler ve değişik hareket açılarında dirsekteki yükü karşılayan farklı kas grupları bulunmaktadır ve bu kas gruplarının aktivite paternleri de dirsek üzerinde oluşan momentlerde etkindir ve göz önünde bulundurulmalıdır. Bu kaslar biceps, brachialis, brachioradialis, extensor carpi radialis longus, triceps ve anconeus kaslarıdır (53-56).



**Şekil 24: Dirseğe etki eden kas kuvvet vektörleri**

( Alıntı: Morrey BF ve O'Driscoll SW Mayo Foundation 2000 ).

### **Stres ve Gerilim:**

Stres, bir maddenin gövdesi üzerinde etkili olan güce karşı verdiği iç dirençtir. Kuvvet büyüklüğünün uygulandığı birim alana bölünmesiyle elde edilen orandır.

Aksiyel yüklenmeleri ile oluşan aksiyel stresin iki komponenti; Kompresif ve Tensil streslerdir. *Pascal*, stresin tanımlanmasında kullanılan uluslararası birimdir. Bir Pascal; bir metrekarelik alana dağılan bir Newton'luk kuvveti gösterir.

Gerilim, bir maddenin kuvvet altında gösterdiği şekil ve boyut değişikliğidir.

Bir yüke ya da güce karşı yapılan dirsek aktivitesi sırasında, dirsek açısına bağlı olarak bir çok parametre değişmekte ve dirseğe etki eden momenti etkilemektedir.

Bu değişkenler;

Kas moment kolu uzunluğu

Kas kuvvet doğrultusu

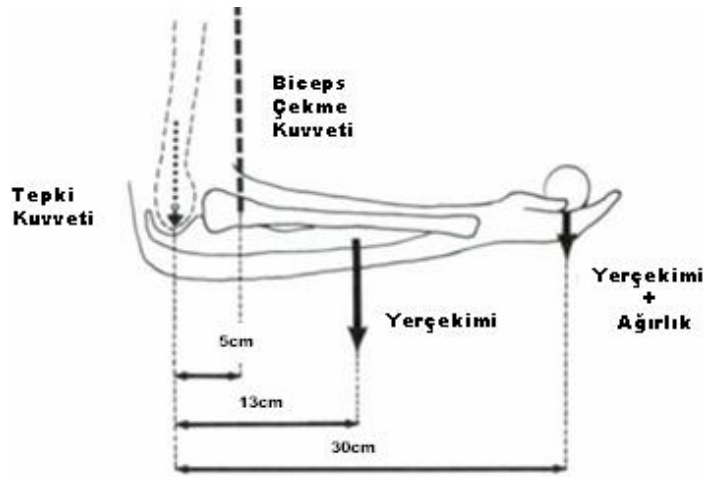
Kas kuvvet şiddeti

Etki eden kuvvet moment kolu

Etki eden kuvvet doğrultusu

Etki eden kuvvet şiddeti

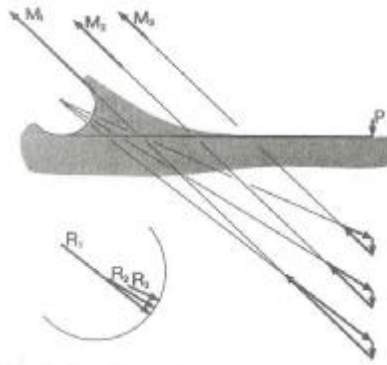
Eklem yüzeyi üzerindeki yük ve stres dağılımı olmak üzere, dirsek hareketi sırasında sürekli değişmektedir ve gerekli bileşke güç dengesini korumaktadırlar.



**Şekil 25: Dirseğe etki eden momentler (41).**

### **Kas Moment Kolu:**

Kas gruplarının yapışma (insertio) noktasının moment merkezine olan uzaklığıdır. Moment kolu arttıkça, insertio noktası distale doğru kaydıkça, oluşan moment vektör büyüklüğü de artmaktadır. Örnek olarak brakial plexus yaralanması geçirmiş zayıf dirsek fleksiyonu bulunan hastalarda biceps yapışma noktası distale kaydırılmaktadır (57).

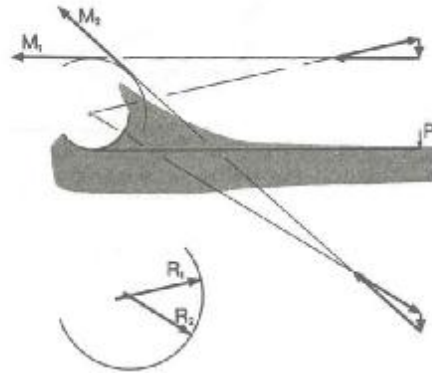


**Şekil 26: Biceps kasının insertio noktasının değişiminin dirsek momentine etkisi (57).**

### **Kas kuvvet Doğrultusu:**

Bir kasın moment noktasına etki etme oryantasyonudur. Hareketin açısı değiştikçe, etki eden kasın da kuvvet doğrultusu değişerek o kasın moment kolu ile açısal ilişkisi(oryantasyonu) değişmekte, böylelikle oluşturduğu bileşke kuvvet değişerek farklı açılarda, farklı momentler oluşmaktadır. Maksimum dirsek fleksiyon gücü  $90^\circ$ , moment kolunun en uzun, kas kuvvet doğrultusunun en etkin olduğu noktada oluşmaktadır (58,59). Bir

kasın moment gücüne katkısı *Fizyolojik Çapraz Kesit Alanı* ( $cm^2$ ), *moment kol uzunluğu* ( $cm$ ) ile çarpılarak hesaplanabilir (60).

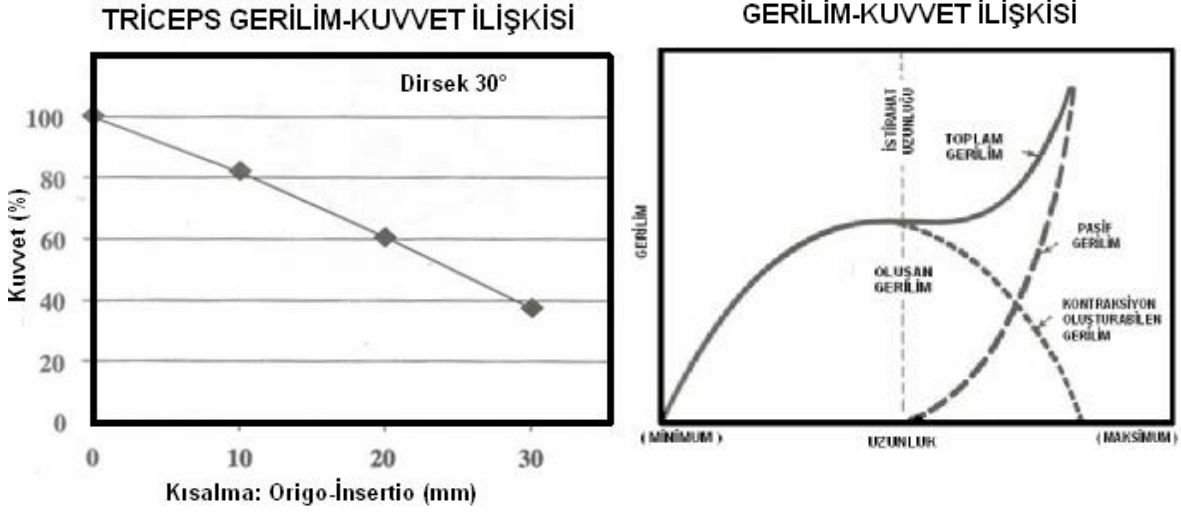


**Şekil 27: Biceps kasının kuvvet yönünün değişiminin dirsek momentine etkisi (41).**

#### **Kas kuvvet şiddeti:**

Bir ekleme etki eden bir kasın kuvveti o kasın gücü ile ilişkilidir ve bu güç o kasın fizyolojik çapraz kesit alanı (PCSA) ile indirekt olarak hesaplanabilir. Fizyolojik çapraz kesit alanı ile insertio noktasının moment merkezine uzaklığını, yani moment kolunu, çarparak oluşturduğu moment hesaplanabilir (60). Birim olarak Newton(N) ile ifade edilir.

Bir kasın ekleme oluşturduğu momentin şiddeti o kasın, Uzunluk-Gerilim özelliğine de bağlıdır. Kasın gerilimi arttıkça uzunluğu artarak, fizyolojik çapraz kesit alanı azalacaktır ve o an oluşturduğu kuvvet de buna paralel olarak azalacaktır, dolayısıyla oluşturduğu moment de azalacaktır. Bunun tersi de doğrudur. Deformite vb. etkenlerle uzunluğu kısalmış bir kas, gerilimi optimal düzeyin altına düştüğü için daha düşük bir maksimal kontraksiyon oluşturabilecektir. Sonuç olarak her kas için optimal bir Uzunluk-Gerilim değeri vardır ve bu değer pozitif yada negatif yönde etkilendiğinde kas kuvvet şiddeti de azalacaktır (53, 61).



**Şekil 28: Triceps kası uzunluğuna dair Gerilim-Kuvvet İlişkisi (41).**

#### **Etki eden kuvvet moment kolu ve Etki eden Kuvvet şiddeti**

Etki eden kuvvetin moment merkezine olan uzaklığıdır. Dirsekte bir hareket sırasında oluşan eklem içi kuvvet ve gereken kas kuvveti, ekleme etki eden kuvvetin şiddeti ve moment kolu ile paralel olarak artmaktadır. Etki eden kuvvet şiddeti ve moment kol uzunluğu arttıkça karşılayıcı kuvvetler de artacaktır.

#### **Etki eden kuvvet Doğrultusu:**

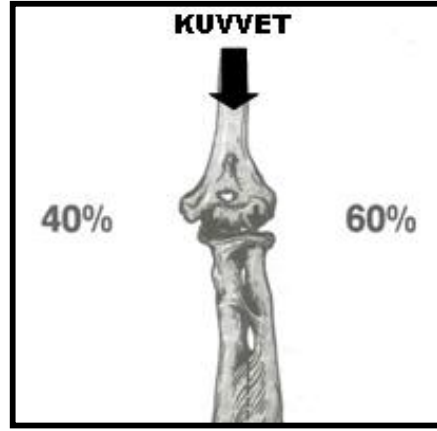
Etki eden kuvvetin moment merkezine göre oryantasyonudur. Etki eden kuvvet momenti, en yüksek değerine, kuvvetin oryantasyonu moment koluna dik açıda olduğu an oluşur (41).

#### **Eklem yüzeyi üzerindeki yük ve stres dağılımı:**

Bir ekleme etki eden yük ve stres dağılımı, onları karşılayan eklem yüzey alanı ve dirsek fleksiyon açısı ile doğru orantılıdır. Kuvvet, kuvvet yönü, etki noktası ve bileşke eklem kuvveti biliniyorsa eklem kırırdağı üzerindeki stres hesaplanabilir (41). Eklem yüzeyi üzerindeki stres eklem yüzeyi üzerindeki basınçtır. Troklear çentiğin tam orta noktasından geçen bir kuvvet vektörünün etkisi tüm eklem yüzeyine eşit dağılmaktadır. Vektörün yönü eklem anterior ya da posterioruna doğru yer değiştirdikçe stresi karşılayan eklem yüzeyi küçülmekte, alanı daralmakta, üzerindeki basınç ve stres artmaktadır (45). Ekleme bu şekilde dengesiz gelen yükler ya da deformite nedeniyle dengesiz dağılan yükler eklem yüzeyini ve stabilitesini tehdit etmektedir.



Tam ekstansiyonda, aksiyel olarak kompresif yüklenen bir dirsekteki stres dağılımının %40'ı ulnohumeral, %60'ı ise humeraradial eklem üzerinden geçmektedir (37, 45).



**Şekil 29: Kompresif yük altında dirsek ekleminde yük dağılımı (37).**

Morrey ve arkadaşlarının, yaptıkları bir çalışmada, en yüksek gücün tam ekstansiyonda, kasların mekanik olarak en dezavantajlı olduğu pozisyonda, humeroradial eklemden oluştuğu tespit edilmiştir. Bu durum üzerinde valgus pozisyonunda taşıma açısının etkisi söz konusudur. Dirsek pronasyonda ve fleksiyonda iken humeroradial eklemden yüksek bir tork oluşmakta ve bu torkun şiddeti humeroradial eklemden vücut ağırlığının 3 katını, medial kollateral ligaman üzerinde ise vücut ağırlığının 2 katını bulmaktadır. Sonuç olarak bu mekanik dezavantaj, ekstansiyon düşmeleri sonucu radius başı kırıklarını ve radius başı kırıklarına sıklıkla eşlik eden medial kollateral ligaman yaralanmaları mekanizmasını açıklamaktadır (37).

Dirseğe etki eden kas gruplarıyla ilgili yapılan Elektromyografik çalışmalarda, pronasyonda ve nötral pozisyonda fleksiyon sırasında en yüksek elektriksel aktivite Brachioradialis kasında, supinasyon sırasında ise Biceps kasında, genel olarak ise açıdan bağımsız olarak her açıda en yüksek ortalama gösteren ise Brachialis kası olarak tespit edilmiştir. Dirsekte en yüksek elektriksel aktivite, 90 derecede ölçülmüştür ve bu bilgi dirseğin en yüksek gücüne 90 derecede ulaştığını destekleyen bir bulgudur (55). Triceps ise fleksiyon sırasında, özellikle fleksiyonun son noktaların gerilim refleksine bağlı olarak düşük amplitüdü bir elektriksel aktivite göstermekle beraber ekstansiyonun her fazında medial başı ile en yüksek elektriksel potansiyeli sergilemektedir. Ankoneus kası ise hem fleksiyon hem ekstansiyon sırasında güçlü bir elektriksel aktivite göstererek dinamik bir eklem stabilizörü olduğunu kanıtlamaktadır (55).

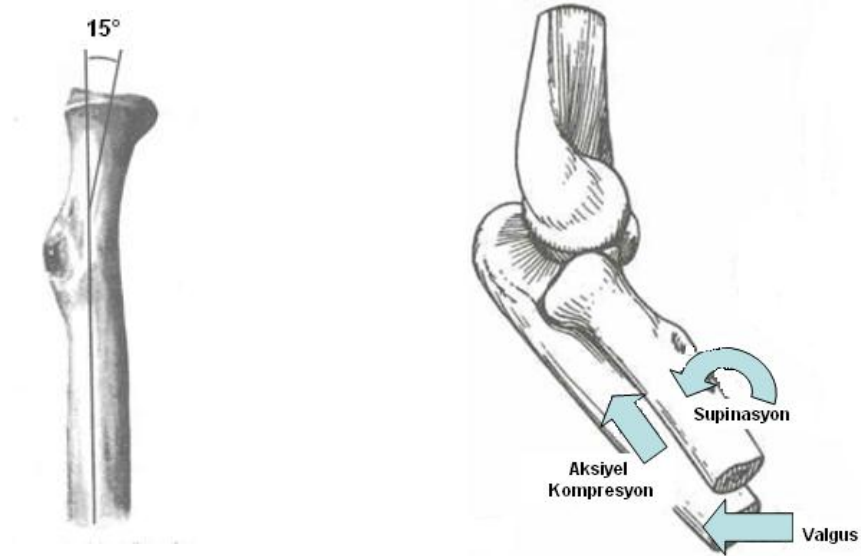
### 2.2.3. Dirsek Stabilitesi:

Dirsek fonksiyonlarını gerçekleştirmek ve bu fonksiyonları değerlendirebilmek için dirsek stabilitesinin incelenmesi kaçınılmazdır. Bazı dirsek travmaları sonrası distal humerus da iğın içine girmesine rağmen, çalışma hasta spektrumumuzla uyumlu olarak humerusun intakt olduğu varsayılarak inceleme altına alınmıştır.

Daha önce de bahsedildiği üzere, dirsek stabilitesinden sorumlu olan yapılar; radius başı, olekranon, koronoid, medial ve lateral kollateral ligamanlar, eklem kapsülü ve dirsek çevresi kaslardır.

#### Radius başı:

Klinik olarak, sadece radius başı eksizyonunun dirsek stabilitesine etkisi olmadığı ifade edilmektedir (62). Radiohumeral eklemın dirsek stabilitesine katkısı kollateral ligamanların bütünlüğü ile çok yakın ilişkilidir. Yapılmış olan deneysel çalışmalara göre; medial kollateral ligaman ve distal radioulnar ligamanlar intakt iken, radius başının valgus stres direncine katkısı oldukça azdır (27). Her ne kadar medial kollateral ligaman hasarında valgus stres direncine radius başı katkıda bulunsa da, primer valgus stres stabilizörü medial kollateral ligamandır. Bu nedenle radius başı sekonder stabilizör olarak ifade edilmektedir. Ancak medial kollateral ligaman yırtık ise, bir anda radius başı çok önemli bir valgus stabilizörü haline gelmektedir (20, 27).



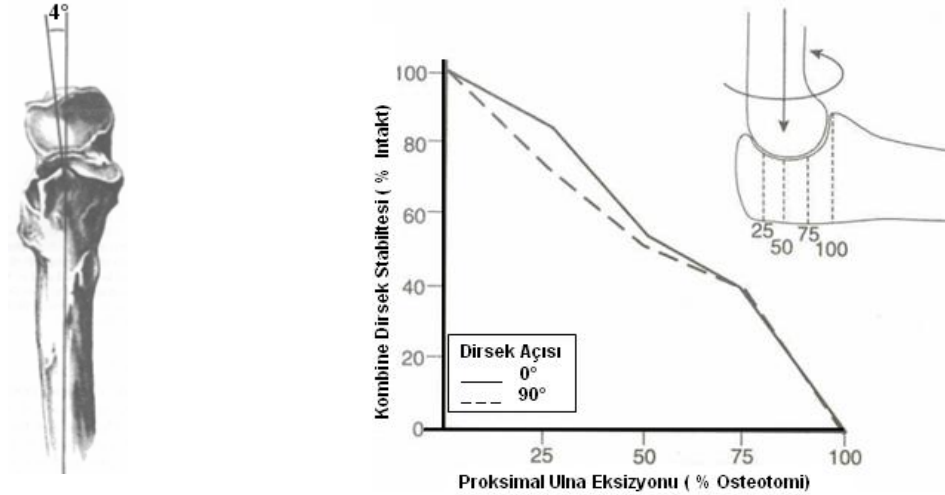
Şekil 30: Radius başı açısı ve Posterolateral İnstabilite (18, 24).

Morrey ve arkadaşlarının yaptığı laboratuvar çalışmalarında vücut ağırlığının %90 kadarının radius başı üzerinde toplanabildiği gösterilmiştir (37). Bu özellikle tam pronasyon hareketiyle proksimale migre olan radius başının geriye vidalama (screw-home) hareketiyle oluşmaktadır ve radius başında oluşan en yüksek kuvvet, ön kol tam pronasyonda iken oluşmaktadır.

Geleneksel kuvvet – yer değiştirme çalışmaları, radius başının dirsek valgus stabilitesine %30 oranda katkıda bulunduğunu ifade etmektedir (27). Morrey, O’Driscoll ve arkadaşlarının çalışmalarında intakt MKL varlığında, radius başının primer dirsek valgus stabilitesine katkısı olmadığını ancak MKL yaralanması olan durumlarda sekonder stabilizör olarak görev yapmakta olduğu ifade edilmektedir (52). Diğer bazı araştırmacılar tarafından ise lateral kollateral ligamanın posterolateral rotatuar stabiliteye katkıda bulunduğu ifade etmektedir (63, 64, 65). Posterolateral stabilitede radius başı sekonder olarak, primer stabilizör LKL ile birlikte rol oynamaktadır (66).

#### **Olekranon:**

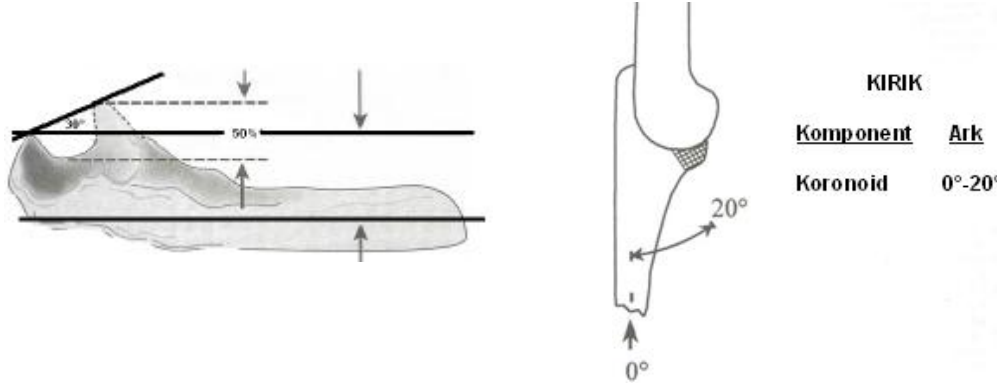
Dirsek stabilitesinin major elemanı, olekranondur. Travma sonrası etkilenen olekranon oranı, dirsek stabilitesi ile yakından ilişkilidir. Özellikle olekranonun distal %25’lik kısmı kollateral ligamanları içermesi açısından kritik önem arz etmektedir. Gerekli stabilitenin sağlanması için olekranonun en az %50’sinin intakt olması gerekmektedir (52).



**Şekil 31: Olekranon valgus açısı ve Proksimal ulna defekti -Dirsek stabilite ilişkisi (52).**

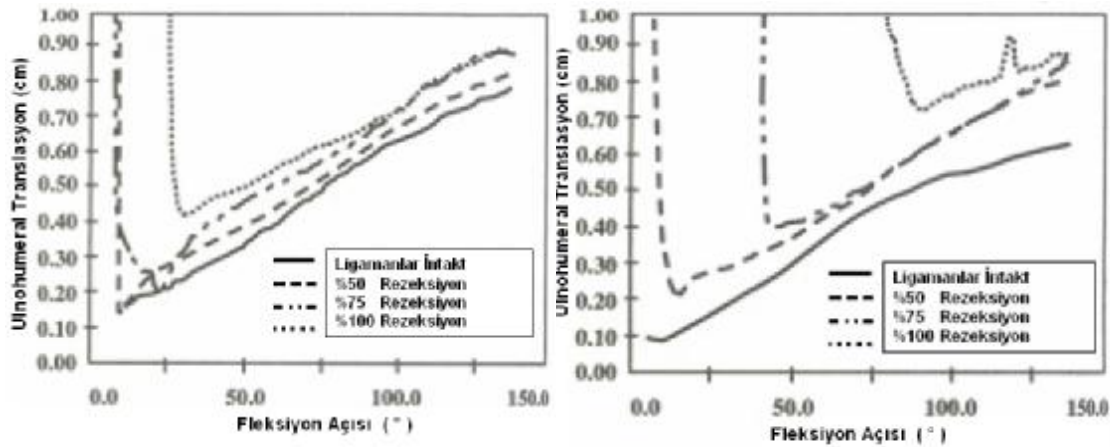
### Koronoid Çıkıntı:

Ulna humeral eklemin en önemli kısmı, koronoid çıkıntısıdır. Hem biceps ve triceps etkisiyle humerustan gelen direkt kuvvetlere karşı mekanik bir stabilizör olması, hem de kollateral bağların yapışması nedeniyle önem arz eder. Koronoid kırıkları en sık 0-20° aksiyel kompresyon travmalarıyla gelişmektedir (67).



Şekil 32: Koronoid çıkıntısının özellikleri (67).

Koronoid çıkıntısı içeren dirsek yaralanması varlığında; dirsek stabilitesi radius başı ve kollateral ligamanlar haricinde, etkilenen koronoid oranıyla da yakından ilişkilidir. Deneysel ve klinik çalışmalara göre; ulnohumeral eklemin normal fonksiyon yapması için koronoidin en az %50'sinin intakt olması gerekmektedir. Koronoid önemli ölçüde defektle hasarlandığında ise Radius başı ve ligamanlar sekonder stabilizör olarak stabiliteye katkıda bulunmaktadır. Radius başının olmaması ise ileri düzeyde instabiliteye neden olmaktadır (56, 67).



Şekil 33: Koronoid çıkıntı defekti- Dirsek (Ulnohumeral) stabilite ilişkisi (56).

### **Ligamentöz Yapılar:**

Yapılan çalışmalara göre dirsek stabilitesinin %50'sini kollateral ligamanlar, %50'sini kemik yapılar oluşturmaktadır.

Radius başı kırığı geçiren hastaların %1-2 sinde MKL hasarı bulunduğu ifade edilmektedir. İleri derecede parçalanmış radius başı kırıklarında ve impakte radius boyun kırıklarında, dirsek medialinde ekimoz, şiddetli hassasiyet, valgus instabilitesi varlığında, medial kollateral ligaman yırtığından şüphelenmek gerekir (68).

#### **2.2.4. Dirsek Eklemine Stabilizasyonunu İlgilendiren Patolojiler;**

Travma sonrası dirsek çıkıkları görülebilir. Travmanın mekanizması ve yönüne bağlı olarak çeşitli yönlerde dirsek çıkığı ve çeşitli kombinasyonlarda yaralanmalar gelişebilir. En sık görülen dirsek çıkığı posterior çıkıktır. Eşlik eden bağ ve kemik yaralanması yok ise basit çıkık olarak tanımlanır ve kapalı redüksiyon ve immobilizasyon yeterli tedavidir. Komplike çıkıklarda ise kapalı redüksiyon yeterli olmayacaktır. Redüksiyon sonrası mutlaka stabilize ve hareket genişliği muayeneleri yapılarak instabilite açısından kontrol edilmelidir ve bir an önce cerrahi rekonstrüktif tedaviye geçilmelidir (69).

Radius başı kırığı sonrası MKL yaralanması olmayan radius başı eksizyonu ile hastalarda dirsek instabilitesi söz konusu olmamakla birlikte radius başı kırığına eşlik eden MKL hasarı durumlarında radius başı eksizyonu ile dirsekte belirgin valgus instabilitesi oluşmaktadır. MKL hasarı olmayan radius başı eksizyonu uygulanmış hastalarda ileri dönemde, MKL üzerindeki kronik tensil kuvvetlere sekonder valgus instabilitesi geliştiği bildirilmiştir (63).

Dirsek çıkıkları sonrası lateral kollateral ligaman yetmezliği gelişen hastalarda radius başı kırığı ve koronoid kırığı da eklenmişse bu durum Hotchkiss'in tanımladığı gibi kötü üçleme(terrible triad) olarak ifade edilmektedir ve rekürren, kronik instabilite ihtimali artmaktadır. İzole lateral kollateral ligaman hasarı ya da radius başı kırığı ile birlikte lateral kollateral ligaman hasarı varsa posterolateral instabilite gelişebilir (69).

Essex Lopresti tipi yaralanmalarda ise interosseöz ligaman hasarı gelişmektedir. Bu durumda radius uzunluğunun korunması amacıyla radius başının korunması önem arz etmektedir. Çünkü eğer radius uzunluğu korunamaz ise, kronik dönemde radiusun proksimale migrasyonu sonucu distal radioulnar eklemden uyumsuzluk meydana gelecektir. Bu tip vakalarda radius başı mutlaka rekonstrüktif yada replase edilmelidir (70).

### **3. RADIUS BAŞI KIRIKLARI:**

#### **3.1.Genel Bilgiler:**

Radius başı kırıkları erişkin dirsek bölgesinde en sık görülen yaralanmadır (1). Tüm erişkin dirsek kırıklarının %33 ü radius başı kırığıdır. Sıklıkla aynı ekstremitede ek yaralanmalarla birlikte olabilir. MKL hasarı, Koronoid kırığı sıklıkla eşlik eden patolojilerdir. Çocuklarda ise nadiren görülür. Çocuklarda kırık yapıdaki radius başı kırılmaya dirençli olduğundan dolayı, çocuklarda radius başından çok radius boyun kırığı görülür. Radius baş ve boyun kırıklarının yaklaşık yarısı, dirseğin diğer yaralanmalarıyla birlikte (2, 3). Yetişkinlerde daha çok radius başı kırıldığı halde çocuklarda çoğunlukla kırık radius boynundadır. Yetişkinlerde radius Proksimal yaralanmalarının % 14- 20'si radius başı ve boynundadır. Radius başı kırığına, distal radio ulnar eklem, interosseöz bağ veya medial kollateral bağ hasarı, olecranon ve koronoid çıkıntı kırıkları ile aynı taraflı el bileği, karpal bölge (scaphoid) kırık-çıkıkları eşlik edebilir (4, 5). Radius başının yaklaşık 1/4'ü zedelendiğinde önkol rotasyonu bozulur (56). Bu bölge kırıkları ile birlikte Monteggia kırığında olduğu gibi ulna kırık veya çıkığı yapan zorlama ile kapitellum, iç epikondil ve hatta humerus cismi de kırılabilir (56).

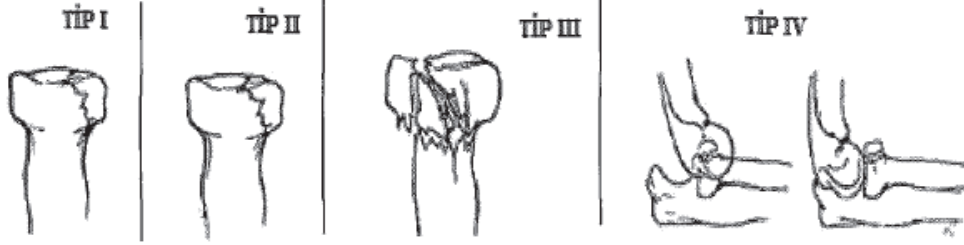
Radius başı kırıkları ya da çıkıkları çok farklı mekanizmalarla oluşabilir. Bunların içinde en sık rastladığımız mekanizma; kişinin el bileği dorsifleksiyonda, ön kol pronasyonda, dirsek ekstansiyonda, el ayasının yere temas ederek aldığı aksiyel kompresif travmalardır. Daha öncede bahsedildiği üzere radiohumeral eklem yüzeyindeki en yüksek basınç ön kol pronasyonunda oluşmaktadır (37, 67). Genellikle dirsek 35° fleksiyonda iken ön koldan gelen aksiyel kompresif yüklenmenin radius ve koronoid kırığıyla birlikte posterior dirsek çıkığına neden olduğu ifade edilmiştir (37).

#### **3.2. SINIFLANDIRMA:**

Radius baş ve boyun kırıkları için birçok sınıflama ve tanımlamalar yapılmıştır. Kırığı yapan zorlama fazla olursa radius ve ulna arasındaki interosseöz membran yırtılır, baş çok parçalanır, ulna distal ucunda subluksasyon ve radius cisminde yukarıya kayma olabilir. Buna Essex-Loppresti'nin kırıklı çıkığı denir (16).

Radius başı kırıkları ilk olarak Mason tarafından sınıflandırılmış. Daha sonra bu sınıflama Johnston tarafından modifiye edilerek 4 ana kategori oluşturulmuştur. Mason Tip I; deplase olmayan, 2mm'den küçük, marjinal bölge kırıkları yada fissürleri, Tip II; deplase olmuş, 2mm'den büyük, marjinal bölge kırıkları, Tip III; Eklem yüzeyi ve tüm radius başını içeren çok parçalı kırıklar, TipIV; Mason-Johnston tarafından sonradan sınıflanmaya

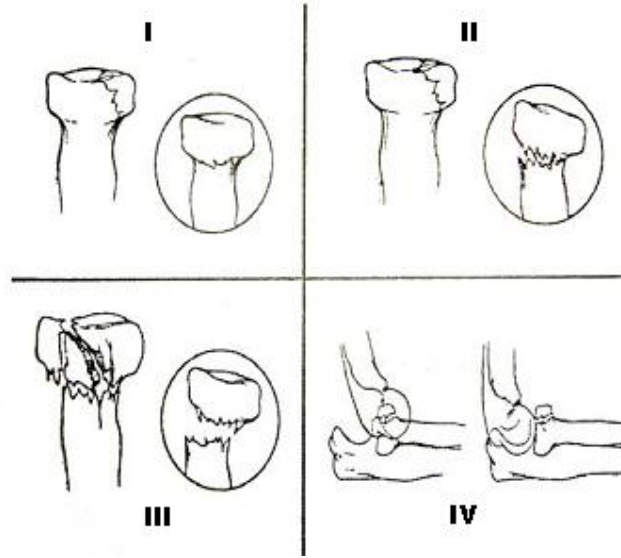
eklenerek ulno humeral çıkık, Coronoid kırığı, ligaman yaralanmalarının eşlik ettiği tip çok parçalı kırıklardır (72, 73).



**Şekil 34: Mason – Johnston Sınıflandırması (16)**

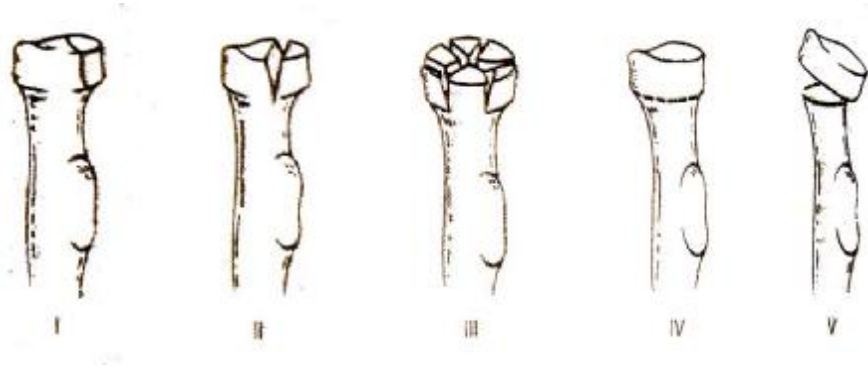
Sınıflandırmaları birleştirerek bu bölge kırıkları dörde ayrılabilir (16).

1. Kaymamış kırık
2. Kaymış kenar kırığı (impaksiyon, depresyon ve angulasyonlu dişlenme, çökme ve açılanmalı)
3. Parçalı kırık
4. Çıkıkla birlikte olan kırık



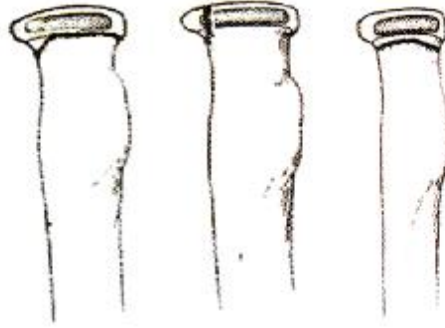
**Şekil 35: Mason (1954) - Garcia (1967) Sınıflandırmaları (16).**

Modifiye Mason sınıflandırılmasında Tip 3 ve 4 bir grup altında toplanmıştır, Bakalim ise bu kırıkları beş grup altında toplamıştır.



**Şekil 36: Bakalim (1970) Sınıflandırması (16).**

Kırığı oluşturan zorlamaya göre özellikle çocuk radius baş ve boyun kırıkları, kırık ve kırıklı çıkıklar olarak veya valgusla (abduksiyon) olanlar ve olmayanlar şeklinde şöyle ayrılmıştır (16).



**Şekil 37: Salter-Harris Tip-I, Tip-II ve Tip-IV Yaralanması (Fizis Yaralanması) (16).**

### **1. Valgus (Abduksiyon) Kırıklar**

- a. TİP A: Salter-Harris tip 1 ve 2 yaralanması
- b. TİP B: Salter-Harris tip 4 yaralanması (eklem yüzüne uzanan kırık)
- c. TİP C: Proksimal radius metafizi kırığı



## 2. Dirsekte Çıkıkla Birlikte Olan Kırıklar

- a. TİP D: Çıkık redüksiyonu yapılırken olan kırıklar
- b. TİP E: Çıkık olurken gelişen kırıklar

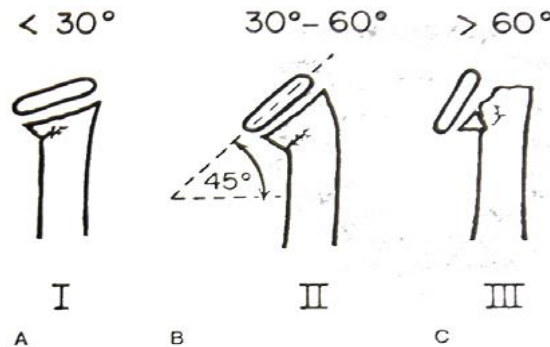
Mac Rae ise radius başı kırıklarını altıya ayırır (16).

- 1. Çatlak
- 2. Kaymamış kenar kırığı
- 3. Kaymış kenar kırığı
- 4. Kaymamış segmenter kırığı
- 5. Kaymış segmenter kırık
- 6. Parçalı kırık



**Şekil 38: Mac Rae Radius Başı Kırıkları Sınıflandırması (16)**

Radius başı ve boynu kırıkları sınıflaması ayrılma miktarı, yaralanma mekanizması ya da, büyüme plağı içine alan kırıklarda büyüme plağı tutulumunun tipine göre yapılır. O'Brien (74) radius başı ve boynu büyüme plağı kırıklarını, üst eklem yüzeyinin yatayla yaptığı açısal ayrılmanın derecesine göre üç alt kategoriye ayırmıştır.



**Şekil 39: O'Brien Radius Başı ve Boynu Kırıkları Sınıflandırması (74)**

O'Brien sınıflamasının hem tedavi, hem de prognozu belirlemede en etkili sınıflama olduğu kanıtlanmıştır (74).

TİP 1: Ayrılma 30 derece ya da daha düşük

TİP 2: 31 ila 60 derece açılanmış

TİP 3: 60 derece ya da daha fazla ayrılma

Büyüme plağını içeren kırıklar ayrıca büyüme plağı yaralanmalarının Salter-Harris sınıflamasına göre sınıflandırılabilir. Proksimal radial büyüme plağı kırıkları en sık Salter-Harris tip 2 yaralanmalarıdır. Daha küçük çocuklarda Salter-Harris tip 2 yaralanmaları da görülebilir. Radius başı ve eklem yüzeyini ilgilendiren Salter-Harris tip 3-4 kırıkları ara sıra görülebilir (74).

Çocuklarda daha çok görülen radius boyun kırıkları boyunundaki ayrılma ve açılanmaya göre 4'e ayrılır (16).

**1. Kaymamış boyun kırıkları:**

**2. 30dereceye kadar açılanma-kayma** (hafif derece kaymış kırık, kayma baş yarıçapından az)

**3. 30–60 derece kadar açılanma-kayma** (orta derecede kaymış kırık)

**4. 60–90 derece kadar açılanma-kayma** (ileri derece kaymış kırıklar)

Büyük çocuklarda radius boynu kırığı ile birlikte orbiküler ligamentte yırtıldığından radius başı çıkığı olur (16). Bazı olgularda dirsek hafif rotasyondayken gelen uzunlamasına travma radius başından başlayarak epifiz plağını geçer, metafize uzanır (Salter-Harris tip 4) kırık olur. Buna *kama tipi* kırık denir.

Rang'ın 48 radius boyun kırığından 15'inde olekranon, 3'ünde ulna cismi, 2'sinde iç epikondil, birer de dirsek arkaya çıkığı, kondiller arası, suprakondiler ve iç kondil kırığı birlikte görülmüştür. Bu nedenle radius boyun kırıklarında diğer kırık ve çıkıkları da araştırmak gerekir. En sık görülen radius boyun kırığı ile birlikte olekranon da oblik kırık olur (%30 kadarı) ve bunların 1/4'ünde cerrahi redüksiyon gerekmiştir (16).

### **3.3. EPİDEMİYOLOJİ:**

Radius başı kırıkları en sık görülen dirsek bölgesi kırıklarıdır. İzole olabilecekleri gibi sıklıkla koronoid kırığı, MKL rüptürü gibi ek yaralanmalarla da komplike olmuş olarak karşımıza çıkabilirler (75, 76, 77)

Tüm kırıklar içinde radius baş ve boyun kırıklarının %1.7 - 5.4 oranında görüldüğü ifade edilmektedir. Yetişkinlerde radius proksimalinin injurilerinin %14–20'si radius başında

ve boynundadır. Dirsek travmalarının %17 – 19 ‘unda radius başı kırığına rastlanmaktadır ve dirsek kırıklarının %33 üne denk gelmektedir. Wilkins’in yayınlarına göre 4051 dirsek yaralanmasından %7’si radius boynu kırığıdır. Boyd’ın 713 olgusunda bu oran %4,7’dir. Çocuklarda çoğunlukla 5– 10 14 yaşlarda, en çok 9–10 yaşlar arasında görülür. Jeffrey’in 450 radius baş ve boyun kırığından 24’ü çocuklarda olduğunu bildirmiştir. Radius başı kırıklarının üçte birine ise başka bir yaralanma eşlik etmektedir (73).

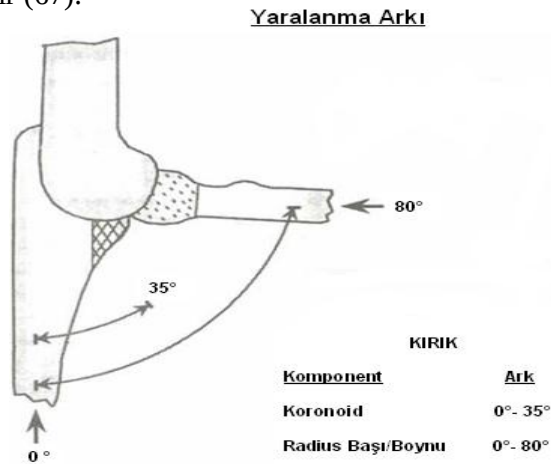
Genel olarak radius başı kırıklarının %85 ‘i 20-60 yaş grubunda, ortalama 30-40 yaş grubunda görülmektedir. Cinsiyete göre Kadın – Erkek görülme oranı ise 2:1 olarak ifade edilmektedir (73).

Yapılan güncel çalışmalarda ise 328 radius başı kırığı üzerinde yapılmış bir çalışmada Erkek-Kadın oranı 2:3, ortalama yaş 48 (14 -88)  $\pm$ 14,8, Radius başı kırığı geçiren kadınların ortalama yaşı 52,8, erkeklerin 40,5 olarak bulunmuş ve 50 yaş üzerindeki radius başı kırıklarında kadın cinsiyet oranının arttığı, osteoporoz ile ilişkisi olabildiği belirtilmiştir (78).

### 3.4. ETYOPATOGENEZ

Klinik bilgilerimize paralel olarak radius başı kırıkları radius başında aksiyel aşırı yüklenme sonucu oluşmaktadır (67) Odelberg ve Johnson 1924, ön kol pronasyundayken posterolateral fragmanın kapitellumla aşırı derecede temas haline geldiğine ve pronasyondaki bir travmanın anterolateral fragmanlı bir kırık oluşturmasını bu şekilde açıklamaktadır (73).

Amis ve Miller bu mekanizmaya başka bir boyut katarak kırığın fleksiyon açısı ile olan ilişkisini yorumlamış ve tam ekstansiyon travmalarında radius başı ve koronoid çıkıntının birlikte kırıldığını, 80 dereceye kadar ileri fleksiyon açılarındaki travmalarda radius başının kırıldığını belirtmişlerdir (67).



**Şekil 40: Radius başı ve Koronoid Yaralanma Arkı ( Amis AA ve ark. 1998 )**

Radius başı ve boynunun yaralanması iki farklı mekanizmanın sonucu olarak gelişebilir. En sık, dirsek ekstansiyon ve valgustayken açık el üzerine düşme sonucu meydana gelir. Bu valgus ekstansiyon kuvveti medial epikondilde kopma kırığı, medial kollateral bağ yırtığı, olekranon, proksimal ulna, lateral kondil kırığı gibi ek yaralanmalara da neden olabilmektedir (73, 79).

Radius boyun kırığı dirsek çıkığının sonucu olarak da meydana gelebilir. Radius boynu, posterior çıkık ya da kendiliğinden redüksiyon sırasında kapitellumun alt yüzünün çarpmasıyla kırılabilir (3, 73).

Radius başı kırığı doğrudan ya da dolaylı travma sonucu oluşur. Dirseğin anterior çıkığı sırasında başın öne deplasmanı sonucu gelişebilir. En sık olarak, pronasyon ya da supinasyondaki ön kola binen aksiyel yüklenme sonucu radius başının kapitelluma piston şeklinde sıkışması sonucu meydana gelir. Deplase, impakte parçalı radius başı kırıklarına bu yaralanmalarda rastlanmaktadır. Ekstansiyon ve supinasyondaki önkol üzerine geriye doğru olan düşme veya doğrudan dirsek üzerine düşmelerde de radius başı kırığı görülebilir (73, 80).

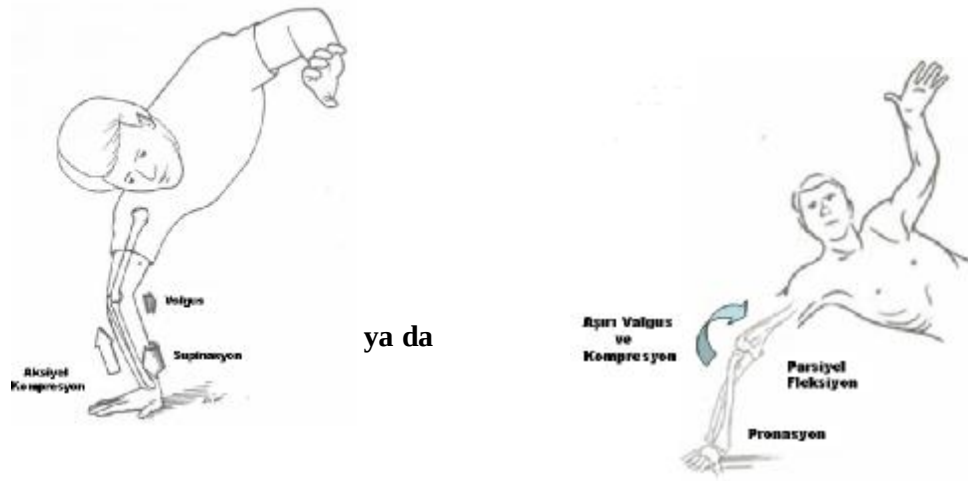
### 3.5. TRAVMA MEKANİZMASI:

1. **İndirekt Mekanizma:** Dirsek ekstansiyonda iken gerilmiş el üzerine düşmede veya önkol

hafif pronasyon ve fleksiyonda iken açık el üzerine düşmekle radius başı kapitelluma dayanarak kırılır. Zorlama artarsa radius başı kırığından başka, dirsekte de çıkık olur.

2. **Direkt Mekanizma:** Dirsek dış yüzüne düşmekle veya bu bölgeyi sert bir yere çarpmakla

seyrek olarak kırılabilir (16, 80).



Şekil 41: Radius başı kırıkları travma mekanizması (73).

#### 4. TEDAVİ PRENSİPLERİ:

##### 4.1. GENEL BİLGİLER:

Radius başı kırıkları en sık görülen dirsek bölgesi kırıklarıdır. İzole olabilecekleri gibi sıklıkla koronoid kırığı, MKL rüptürü gibi ek yaralanmalarla da komplike olmuş olarak karşımıza çıkabilirler (75, 76, 77, 80).

Radius başı kırıklarında temel tedavi prensipleri, eşlik eden kırık ve yumuşak doku travması göz önüne alınarak dirsek stabilitesinin, eklem konfigürasyonunun, radius uzunluğunun korunmasını amaçlamaktadır. Basit, nondeplase, MKL ligaman gibi yumuşak doku travması ile komplike olmamış kırıklarda çoğu zaman immobilizasyon yeterli olurken, Stabilitenin, eklem konfigürasyonunun ve MKL/LKL gibi yumuşak doku bütünlüğünün bozulduğu durumlarda açık redüksiyon internal fiksasyon gerekiyorsa radius başı artroplastisi seçenekleri söz konusu olmaktadır (79).

Günümüzde, deplase olmayan kırıklarda kısa süreli immobilizasyon ve erken hareket; deplase, hafif kırıklarda açık redüksiyon ve internal tespit; çok parçalı(ağır) kırıklarda ise rezeksiyon veya protez uygulanması önerilmektedir (80, 81).

Özellikle çok parçalı, kollateral ligaman hasarı olan durumlarda açık redüksiyon internal fiksasyon yerine eksizyon veya artroplasti seçenekleri uygulanmaktadır. Eksizyon yapılacaksa ligaman yaralanması, instabilite ve Essex Lopresti Lezyonu mutlaka ekarte edilmelidir. Ekarte edilemiyorsa, eğer kompleks ve ağır tip kırık (Mason tip 3-4) söz konusu ise artroplasti ile radius başı replasmanı endikedir (80, 81).

*Mason Tip 1:* Semptomatik tedavide kol askısı uygulanır ve 24-48 saat içinde ağrı azalır azalmaz erken hareket egzersizlerine başlanır. Bazılarında eklem aspirasyonu ve istenirse lokal anestezi enjeksiyonu yapılması önerilir. Ağrının devam etmesi, kontraktür ve inflamasyon, radyogramlarda görülmeyen bir kapitellar (osteokondral) kırığın göstergesi olabilirler. Tüm bunlara rağmen ve erken mobilizasyona rağmen hastalarda hareket kısıtlılığı, özellikle ekstansiyon kısıtlılığı gelişebilmektedir. Mason'ın yapmış olduğu 62 olgudan oluşan bir çalışmada, hastalarının yaklaşık üçte birinde ortalama 7°lik ekstansiyon kısıtlılığı geliştiğini bildirmiştir. Tip 1 kırıklarda en sık görülen komplikasyon, kayma ve kaynamamadır. Bu durumlarda kırık fragmanın eksizyonu söz konusudur (73, 80, 81).

*Mason Tip 2:* Supinasyon ve pronasyon kısıtlı ise, hemartroz aspire edilmeli ve lidokain enjeksiyonu ile mekanik blok varlığı test edilmelidir. Mekanik blok yoksa: Kol askısı ile geçici korumaya alınır ve semptomlar azalınca erken hareket egzersizlerine başlanır. Mekanik blok varsa: Açık redüksiyon ve internal fiksasyon veya fragmanın eksizyonu

endikedir (73, 80-83). Eğer kırığın kayma ve kaynamama ihtimali yüksek ise eksizyon ilk aşamada tercih edilebilir. Yapılan çalışmalarda erken eksizyonun, gecikmiş eksizyon vakalarına göre daha iyi sonuçları olduğu ifade edilmiştir. Cerrahinin endikasyonları tartışmalıdır, bazı yazarlar deplasman ve parçalanma varlığında dahi Mason Tip 2 kırıklarda, konservatif tedavi ve erken hareket başlanmasını önerirler. Mason, radius başında %25'den fazla kayma veya bükülme olan hallerde eksizyon yapılmasını önerir. Birçok yazar, kaymış (>2 mm) kırıkların tümünde açık redüksiyonu ve kirschner telleri veya eklem yüzü altına gömülebilen başsız tip vidalar (Herbert veya Acutrax gibi) ile internal tespit yapılmasını önerirler. Stabil bir tespit için radius başının en az %50'si gereklidir. Radius başının minimum %30'u büyüklüğünde, basit, periostal ilişkisi kısmen devam etmekte olan kırıklar için açık redüksiyon ve internal fiksasyon uygundur. Ayrıca eksizyonu düşünülen bir fragmanın operasyon sırasında anuler ligamanın distaline uzandığı tespit edilmişse, proksimal radius instabilitesini önlemek amacıyla, eksizyon yerine açık redüksiyon ve internal fiksasyonu tercih edilir. Açık redüksiyon-İnternal fiksasyon üzerine yapılan prospektif çalışmalarda, Khalfayan ve ark. %90 oranında, Rochwerger ve ark. %50 üzerinde konservatif tedaviye göre osteosentez lehine daha tatminkâr sonuçlar elde edildiğini belirtmişlerdir(84, 85).

Tip 2 kırıkların konservatif tedavisi sonrası yüksek oranda olumlu sonuçlar elde edilmiştir (84). Tip 2 kırıklarda eksizyon sonuçları da gayet tatminkar sonuçlar oluşturmaktadır. Ancak hala konservatif tedavi, uygun tip 1 ve 2 kırıklar için kabul edilen ideal tedavi yöntemidir. Tip 2 kırıkların komplikasyonları; ağrı, hareket kısıtlılığı, artroz ve heterotopik ossifikasyon olarak ifade edilmektedir (80, 82, 83).

**Mason Tip 3:** Genellikle tip 1 ve 2 kırıklara göre daha kötü prognoza sahiptirler. Artrografi çalışmalarına göre; bu tip kırıklarda %85'e yakın oranda kapsüler ve ligamentöz hasar ve radius başının radyografideki görünümünden daha ileri derecede parçalanmış olduğu ifade edilmektedir (86). Hareketleri engelleyen bir mekanik blok söz konusuysa fragman eksize edilebilir. Bu durumda, proksimal migrasyonu önlemek için, eğer hasarlı iseler distal radioulnar eklem veya interossöz bağın onarımları gerekir. İç yan bağ kontrol edilmelidir, çünkü eksizyon valgus instabilitesine neden olabilir. Bu durumda bağın onarımı veya rekonstrüksiyonu gerekebilir. Tip 3 kırıklarda, tip 1 ve 2 kırıkların aksine, tam eksizyon üzerinde osteosentez ve selektif eksizyondan daha yaygın bir fikir birliği vardır (73). Tip 3 kırıkların komplikasyonları ise ağrı, hareket kısıtlılığı, instabilite, güç kaybı, artroz ve heterotopik ossifikasyon olarak ifade edilmektedir. Tip 3 kırıklarda eksizyon üzerine yapılan çalışmalarda ; %5 oranda 5-20° arası değişen valgus İnstabilitesi, ortalama düzeylerde pronasyon,% 18 supinasyon,%9 fleksiyon,%6 ekstansiyon güç kaybı tespit edilmiştir (73, 87).

*Mason Tip 4:* Radius başı kırığıyla birlikte dirsek dislokasyon insidansı %12'dir (73). Çok parçalı kırık eksizyon yapılır; olanak dahilinde ise açık redüksiyon, internal tespit uygulanarak parça korunur. Tedavi stratejisi; çıkık varsa acil olarak redüksiyonu ve radius başı için cerrahi planlanıyorsa ilk 24 saat içinde yapılmasıdır. Tedavi sonrası erken mobilizasyon; bu kırıklarda daha önemlidir. Menteşeli brace yada açılı eksternal fiksator eşliğinde birinci hafta sonrası haftada erken mobilizasyon %75-90 oranla olumlu sonuçlar vermektedir (88).

Tedavi sırasında distal radioulnar eklem ve iç yan bağın durumu göz önünde bulundurulmalıdır. Bazıları, eğer radius başı eksize edilmiş ve el bileğinde ağrı söz konusu ise prostetik replasmanı önerilir. Genel olarak tip 4 kırıklar kötü sonuçlara sahiptir, yaralananmanın tipi, eşlik eden patolojiler, cerrahi yöntem ve erken mobilizasyon başlanıp başlanmaması sonuçlar üzerinde etkindir. Ortalama olarak 15-30 derece arası fleksiyon kontraktürü ve 25-30 derece ekstansiyon kontraktürü görülmektedir (73, 80, 81, 84, 89).

Erişkinlerde Tip 1 kırıklar konservatif olarak tedavi edilir. Travmadan 24 saat sonra dirsekte kanamaya bağlı gerginlik ve ağrı olursa aspirasyon yapılır, Bu işlem tekrarlayabilir. 1 haftayla 10 gün arasında omuz-kol askısında istirahat edilir. Bu süre sonunda hastanın şikâyeti geçer ve erken dirsek hareketlerine başlanır. Tip 2 kırıktaki konservatif tedavide önce, dirsek 90 derecede önkol nötral pozisyonunda olacak şekilde alçı ateline alınır. Bu süre 10 günle 2 hafta arasında değişir. Daha sonra omuz-kol askısına geçilerek aktif hareketlere başlanır. Bu esnada fizik tedaviyle sıcak uygulaması ve hafif masajla destek yapılabilir. Tip 3 kırıklarda ilk hafta içinde başın tamamı eksize edilir erken dirsek hareketlerine başlanır. Bu şekilde dirsek fonksiyonlarında ameliyat öncesi duruma en yakın hareket açıklığı elde edilir (73).

Radius başı ve boynu kırıkları sonrası en sık ve en sorunlu komplikasyon hareket kaybıdır. Primer olarak, supinasyondan fazla pronasyonda kayıp ile önkol rotasyonu etkilenir. Radius başı ayrılmış kırıklarında 2-3,5 mm. lik kortikal vidalar ile T veya Y şeklindeki AO mini plağı kullanılabilir. Tespit düşünülüyorsa, bu implantlar, el bileğinde radius styloidi ve lister tüberkülü arasında kalan, radius başında eklem hareketine katılmayan 90 derecelik güvenli alana yerleştirilir. Radioulnar eklemden sıkışmayı önlemek için nötral rotasyonda anterolateral bölge seçilir. Parçalı veya impakte kırıklarda radius distalinden alınan greftler kırık hattına ve defektli bölgeye konulabilir.

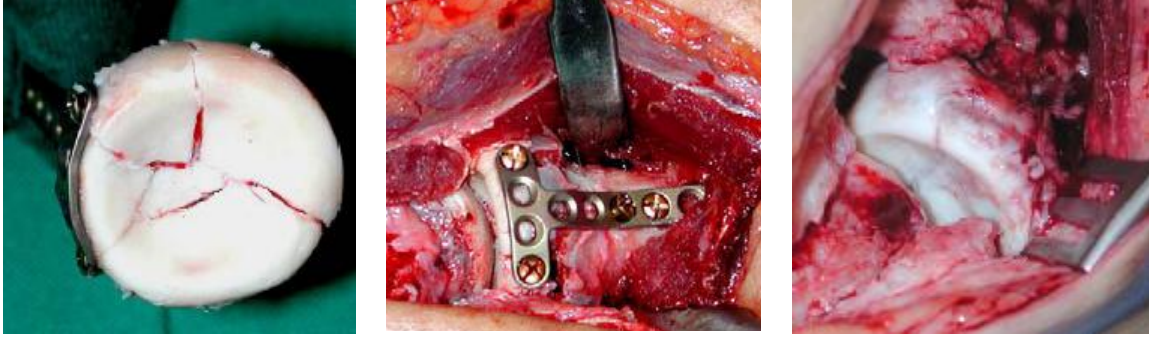
Schmueli, radius baş ve boyun kırıklarından 7'sinde 1-2 ufak kompresyon (AO) vidası ile tespit etmiştir. Wedge Salter-Harris tip 4 kırığında ise ufak marginal parça eksize edilir, geri kalan baş kısmı redükte edilir.

Cerrahi girişim sonucu Sisk ve Connolly'e göre 20 derece, Wilkins'e göre 45 derece ve diğer bazı otörlere göre 30 derece açılanma ile redüksiyon devam ettirilebilirse iyi fonksiyonel sonuç alınır (73).

Deplase yada tamir edilemeyecek kadar küçük ve çok parçalı kırıkların tedavisi fragman eksizyonu yada tüm başın eksizyonu (90-92) vida-plak ile osteosentez (85,93-95) ya da artroplastidir (72, 77, 95-100)

#### **4.2. Radius başı kırıklarında Açık Redüksiyon İnternal fiksasyon:**

Radius başı kırıklarında osteosentez ile ilgili, %90 a yakın oranda tatmin edici sonuçlar iletilmiştir (85, 86, 93-95, 97). Eğer kırık tipi, parçalanma ve kayma oranı, parçalanma miktarı, eşlik eden patolojiler ve dirsek stabilitesi uygunsa tercih edilen yöntemdir (101).



**Resim 1: Radius başı parçalı deplase fraktürü sonrası radius başı plağı ile rekonstrüksiyonu ve iyileşme sonrası görünüm ( Businger ve ark . 2010 ) (101).**

Geel ve arkadaşları, yaptıkları 19 hastalık bir çalışmada açık redüksiyon internal fiksasyon sonrası ortalama 10 derecelik ekstansiyon kaybı ve 10 derecelik pronasyon ve supinasyon oluştuğunu raporlamışlardır (102). Sanders ve French tarafından, tip 3 kırıklara uyguladıkları osteosentez sonrası benzer sonuçlar iletilmiştir (103). Herbert yada Acutrak tipi vidalarla yapılan fiksasyon ile normal sonuçlar elde edilmiştir. Geleneksel AO tekniği ile 2.0 ya da 2.7 'lik vidalarla yapılan operasyonların Tip 2 kırıklarda %100 iyi, tip 3 kırıklarda ise %33 oranda iyi sonuçlar verdiği belirtilmiştir (73, 80).

Osteosentez yöntemleri içinde kullanılan farklı tip vidalara dair yapılan biyomekanik çalışmalarda radius başı kırıklarında kullanılan 2.0 mm kortikal lag vidaları ile 3.0 başsız kompresyon vidaları arasında aksiyel ve transvers yüklenme altında stabilite açısından fark bulunmamıştır. Küçük fragmanlı kırıklarda ise başsız kompresyon vidaları, kortikal lag



vidalarına göre daha stabil bir fiksasyon oluşturmaktadır. Kortikal vidala uygulamalarının daha fazla teknik adım gerektirmesi, yumuşak doku irritasyon oranlarının daha yüksek olması, oluşturduğu kartilaj defektinin daha büyük olması, küçük fragmalarda teknik olarak daha zor uygulanması ve küçük fragmanlarda daha düşük stabilite oluşturmaları nedeniyle başsız kortikal vidalar radius başı kırıklarında daha etkin bulunmuştur (104).



**Resim 2: Radius başı kırıkları rekonstrüksiyonunda tercih edilen 2.0 mm kortikal vida ve 3.0 mm başsız kompresyon vidası (104).**

#### **4.3. Radius başı kırıklarında Eksizyon:**

1900’lü yılların ilk başlarına kadar 3-4 haftalık immobilizasyon, pasif hareket, cerrahi mudahaleden kaçınmak, kırık fragmanın cerrahi Eksizyonu ve ileri derece parçalı kırıklarda tüm radius başının eksizyonu önerilmekteydi (73).

1920 yıllarında ise Jones ve Montgomery’nin başlattığı sonrada Watson-Jones’un uyguladığı radius başı rezeksiyonu yıllar sonra çok az kullanılmaya başlandı.

Çok parçalı, cerrahi olarak redükte ve tespit edilmeyen, gecikmiş (Wilkins’e göre 4 günden fazla geciken) olgularla, travmatik artritis ve başta aseptik nekroz gelişen yetişkinlerde uygulanır oldu. Bazı yazarlar kırıktan 2–3 gün sonra hareketlere başlatarak 2 hafta kadar beklemeyi ve eğer o sürede giderek hareket artarsa rezeksiyonu erteler, hareket yapılamıyor ve ağrılysa rezeksiyonu önerir. Adler ve Shaftan (1964) ise 8 hafta beklemeyi önermektedir. Mason ise şüpheli durumda hiç rezeksiyonun hiç yapılmaması gerektiğini ifade etmektedir. Rockwood grubu ( DeLee-Green-Wilkins) rezeksiyonun erken yapılmasını ve erken mobilizasyonu savunurlar (16, 73).

1980’lere kadar radius başı kırıklarında tedavi, ayrılmamış kırıklarda gözlem ve erken harekete başlanması iken, ayrılmış ve parçalı kırıklarda radius başı rezeksiyonu ile sınırlı kalmıştır (4, 73, 80, 81).

Eğer kırığın kayma ya da kaynamama ihtimali yüksek ise eksizyon ilk aşamada tercih edilebilir. Yapılan çalışmalarda erken eksizyonun, gecikmiş eksizyon vakalarına göre daha iyi sonuçları olduğu ifade edilmiştir (84). Cerrahinin endikasyonları tartışmalıdır, bazı yazarlar deplasman ve parçalanma varlığında dahi Mason Tip 2 kırıklarda, konservatif tedavi ve erken hareket başlanmasını önerirler. Mason, radius başında %25'den fazla kayma veya bükülme olan hallerde eksizyon yapılmasını önerir. Tip 3 kırıklarda, tip 1 ve 2 kırıkların aksine, tam eksizyon üzerinde osteosentez ve selektif eksizyondan daha yaygın bir fikir birliği vardır (73, 80, 82, 91, 105, 106, 107).



**Şekil 42: Radius başı eksizyonunda MKL – Valgus Stabilitesi İlişkisi (41).**

Güncel literatürde, Radius başı eksizyonunun Mason tip 2, 3 ve 4 kırıklarda geçerli bir yöntem olduğu ve iyi fonksiyonel sonuçlar verdiği ifade edilmiştir (101). Ancak bir çok olumsuz sonucu da beraberinde getirdiği ifade edilmiştir. Bu sonuçlar arasında şüpheli ligaman hasarı durumlarında ortaya çıkan aksiyel ve valgus instabilitesi, posterolateral rotatuar instabilite, ağrı, kas gücü kaybı, el bileği dirsekte dejeneratif değişiklikler sıralanmaktadır (73, 80, 101). Dirsek çıkığı, şüpheli ya da aşık ligaman hasarı, interosseöz membran hasarı, medial kollateral ligaman yetersizliği gibi durumlarda kontraendike olarak ifade edilmiştir.

Ikeda ve arkadaşları 12 radius başı eksizyon ve açık redüksiyon internal fiksasyon vakalarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, parçalı radius başı kırıklarında açık redüksiyon internal fiksasyon ile radius başı rezeksiyonundan daha iyi fonksiyonel sonuçlar elde edildiğini bildirmişlerdir (105, 108).

#### **4.4. Radius başı kırıklarında Artroplastisi:**

Tarihsel olarak çok parçalı (ağır), kompleks kırıklarda, MKL intakt ya da rekonstrükte edilebilir ise eksizyon uygulanmaktadır. Eksizyon sonrasında uzun dönem sekellerin (el bileği ağrısı, valgus instabilitesi, kuvvet kaybı, ulnohumeral artrit gelişimi) daha fazla incelenmesi sonucu son dönemlerde radius başının korunamadığı durumlarda prostetik replasmanın daha uygun bir seçenek olduğu düşünülmektedir (73, 80, 100, 108, 109).

Radius başı artroplastisi ilk olarak Speed tarafından 1941 yılında vitallum kapaklar şeklinde uygulanmıştır. 1951 de Carr ve Howard ilk metalik kapakları kullanmışlar, sonrasında 1953’de Cherry ilk akrilik protezi tanıtmıştır. 1981’de Swanson tarafından silikon implantlar kullanılmaya başlanmış ancak bu implantlar geç dönem komplikasyonları nedeniyle kullanımdan çıkmıştır. Ayrıca bu implantların stabiliteye yeterli derecede katkıda bulunmadığı gösterilmiştir. Teknolojinin gelişmesi ile metal protez tasarımları daha da geliştirilerek günümüzdeki haline gelmiştir. Şu anda kullanılan protezlerin çoğu monopolar özelliktedir. Tasarımlar arasında stem şekilleri, düz-anatomik, sementli-sementsiz, modüler-monoblok, bipolar uygulanabilenler olarak değişiklik göstermektedir (109-111)

Prostetik replasman yaygınlaştıkça karşılan sorunlar da zaman içinde değişmektedir. Uzun dönemli replasmanlar incelendiğinde mevcut protez tasarımlarının radius başı özel anatomisine yeterince uymadığı ve protezlerin radius karmaşık dirsek fonksiyonlarının taklidinde yetersiz kaldığı görülmüştür (15,30). Radiokapitellar erozyon, protez stemleri çevresinde gevşeme bulguları, dirsek eklem sertliği, dirsek ekleminde kuvvet kaybı ve protez yüksekliğinin ayarlanmasında zorluklar ve buna bağlı olarak dirsek eklemi stabilizasyonunda yetersizlik başlıca artroplastisi komplikasyonları olarak nitelendirilebilir (73).

Radius başı artroplastisinde tüm bu bahsedilen sorunlar ışığında zaman içinde kompleks dirsek hareketlerinin daha doğru ve kararlı taklit edilebilmesi amacıyla bipolar, protez başının stemden bağımsız hareketini sağlayan modüler tasarımlar gündeme gelmiştir. Bu şekilde protezin belirli pronasyon ve supinasyon açılarında otomatik olarak kapitellar uyumu gerçekleştireceği ve yük aktarımını, hareket stabilizasyonunu daha fizyolojik sınırlarda yapabileceği ön görülmüştür. Ancak bipolar protezlerin artmış implant aşınması ve debris oluşumu, buna bağlı implant gevşemesi ve ligaman yetersizliği olan dirseklerde yetersiz stabilizasyon potansiyeline sahip olduğu ön görülmektedir (107, 110, 111)

Radius başı parçalı ve deplase kırıklar sonrası radius başı rezeksiyonu yapılan vakalarda ortaya çıkan aksiyel ve valgus instabilitesi, posterolateral rotatuar instabilite, ağrı, kas gücü kaybı, el bileği, ulnohumeral ekleminde dejeneratif değişiklikler, kübitus valgus gibi olumsuz uzun dönem sonuçlar oluşabildi güncel literatürde ifade edilmektedir. Bu açıdan

parçalı ve deplase radius başı kırıklarında medial kollateral ligaman hasarı, lateral ulnar kollateral ligaman kompleksi hasarı veya interosseoöz membran hasarı şüphesi varlığında bile eksizyon alternatifinden kaçınılması gerektiği, bu gibi durumlarda dirsek ve el bileği eklemlerini destekleyen, radiokapitellar temas ve stabiliteyi koruyan radius başı artroplastisinin güvenilir bir alternatif olduğu ifade edilmiştir (90, 108, 112).



**Alıntı: Ascension Orthopaedics TX, USA**

**Alıntı: Saint-Ismier Cedex, France**

### **Resim 3: Radius başı artroplastisinde modüler tip protez örnekleri**

Bipolar protezlerin radiokapitellar temas oranı ve stabilitesi daha iyi ve kontakt arttıkça radiokapitellar eklem stabilitesi artmakta ve subluksasyon ihtimali azalmakta ve radiokapitellar dejenerasyon azalmaktadır (113).

Normal radius başı anatomisi elipsoiddir ve bu elipsoid çıkıntılı kısmı ile anahtar kilit ilişkisi gibi ulnar çentiğe oturarak stabilitesi artar. Protez ise sirkülerdir ve böyle bir dezavatajı vardır. Bu durum sürekli radioulnar ve radiokapitellar instabiliteye ve sonucunda dejenerasyona yol açmaktadır.

LKL ise varus ve supinasyon stabilizörüdür. 90 derecede biceps radiusa dik bir çekme kuvveti oluşturarak radiokapitellar instabiliteye neden olacak bir etkide bulunur ama orijinal radius başının elipsoid şekli ve LKL'in intakt olması bunu önlerken, protezde böyle bir durum yoktur ve protezde Anterior subluksasyon ihtimali artmıştır. LKL iyi rekonstrukt edilmelidir. Bu bilgiler ışığında modüler yada monopolar protezlerde fleksiyon arttıkça radiokapitellar kontakt alanı düşmekte ve anterior radiokapitellar subluksasyon oranı artmakta iken bipolar

protez tiplerinde ise fleksiyonda kontakt oranları daha yüksek ve fleksiyonda anterior radiokapitellar subluksasyon oranları daha düşük bulunmuştur (113-116).

Liew ve arkadaşları, cerrahi olarak optimal koşullarda yerleştirilmiş metalik modüler unipolar radius başı protezleri üzerine yapmış oldukları in-vitro bir çalışmada radiokapitellar temas yüzeyinde 2/3' lük azalma tespit etmişlerdir (114).



**Resim 4: Radius başı artroplastisinde bipolar protez tipi ve özellikleri**

(Alıntı: *Wright Medical, Arlington, TN*)

Radius başının doğal elipsoid morfolojisi normal radius başının ulnar bölgesinde lokalize bir çeşit anahtar-kilit ilişkisi olarak tanımlanmıştır. Dirsek pronasyonu ile bu kısmi asimetrik anatomi radius başının bir miktar anteriora ve supinasyon sırasında ise radius başının bir miktar posteriora yer değiştirmesine neden olarak bu anahtar-kilit ilişkisiyle ön kol rotasyon hareketlerinde ve fleksiyon sırasında stabilite katmaktadır (114, 115, 116).

Kadavralar üzerinde yapılan anatomik bir çalışmada bireyler arası radius boyun açıları ortalamasının 17° (6°-28°) olduğu ve Radius boyun açıları arasında bireysel farklılıklar olduğu ortaya konmuştur. Modüler protezlerin bir çeşidi olan Judet tipi protezlerde ise bu baş-boyun açısı 15° olarak ayarlanmıştır (114, 115, 116).

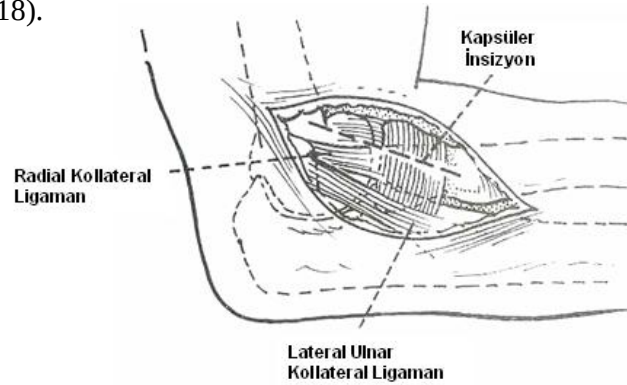
Komplike radius başı kırıkları bir protez endikasyonudur, daha da ayrıntılı tanımlayacak olursak; Tip 4 dirsek çıkığı ile birlikte olarak radius başı kırıkları, Eşlik eden medial veya lateral ulnar kollateral ligaman hasarı, Olekranon kırığının eşlik etmesi (Monteggia varyantı), Koronoid'in büyük bir kısmının kırılmış olması, Distal Radioulnar eklem hasarı( Essex Lopresti) radius başı artroplasti gerektiren durumlardır. Bu durumlarda protez, dirsek ve el bileği stabilitesini artırıp, erken harekete izin verebileceğinden tercih edilen yöntemdir (96).

Sonuçlar açısından artan cerrahi ve implant tasarım tecrübesi sonucu oldukça tatmin edicidir. Mackay ve arkadaşları, Tip 2 - 3 ve 4 kırıklarla yapılan 18 olguluk 26 hafta süren çalışmada 7 mükemmel, 10 iyi ve 1 kötü sonuç elde edilmiştir. Radius başı artroplastisine dair geçmiş tüm çalışmalar incelendiğinde, cerrahi tecrübe ve tasarımlar geliştikçe sonuçların da daha tatmin edici düzeylere ulaştığını gözlemlenmektedir. Özellikle el bileği ve dirsek ile ilgili eşlik eden patolojilerin varlığında, tamir edilemeyecek derecede çok parçalı kırık durumlarında artroplasti tercih edilen yöntemdir (96, 112, 117).

## 5. AMELİYAT TEKNİĞİ

### 5.1. Posterolateral Yaklaşım:

Genel anestezi altında dirseğe posterolateral longitudinal kesiyle girilir. Bu bölge bilindiği üzere el bileği ve parmakların ekstansörlerinin de yapışma noktasıdır. Ankoneus ve ECU (ekstansor karpi ulnaris) arasından veya ECU ile EDC (ekstansor digitorum communis) arasından posterior interosseöz siniri koruyarak kapsüle varılır. Eklem yıkanır, ufak fragmanlar alınır, hiçbir serbest fragman kalmadığından emin olunur, kapitellum ve eklem yüzü boyunca bicepsin yapıştığı tümsek hemen proksimalinden radius enlemesine kesilir ve eksize edilir. Bu aşamada radiusa aksiyel yük uygulanarak distal radioulnar stabilite incelenir. MKL hasarı varsa ve instabilite varsa medial kollateral kompleks vidalı sütürler (Anchor) ile onarılır. Gerekirse annüler ligamentin bir kısmı eksize edilir, lateral kollateral ligaman kompleksi vidalı sütürler ile tamir edilerek tabakalar kapatılır. Dirsek 90 derece fleksiyon ve ön kol nötral pozisyonda atele alınır. Mümkünse ilk hafta içinde erken mobilasyona başlanmalıdır (118).



**Şekil 43: Posterolateral Yaklaşım (118).**

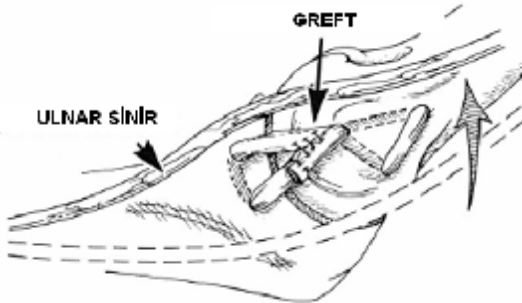
## 5.2. Wrightington Yaklaşımı:

Sık olarak kullanılan posterolateral dirsek yaklaşımı gibi bu tarz posterolateral yaklaşımlara alternatif olabilecek bir yöntem de Charalambous ve ark, 2007 tarafından literatüre sunulmuştur. Temel olarak, lateral kollateral ligament içinden ya da yakınlarından gitmek, lateral ligaman kompleksine iyatrojenik hasar riski olmadan, bu yaklaşımda ulna üzerinden posterior insizyonla girilerek ankoneus kasını subperiostal olarak kaldırıp LKL'ı supinator çıkıntıya yapışma yerinden osteotomize ederek kaldırmak yöntemine dayanır. Yapılan biyomekanik çalışmalar sonucu LKL'nın primer tamir edildiği diğer yaklaşımlara göre vidalı sütür ya da kompresyon vidalarıyla LKL'nin kemik düzeyinde tamir edildiği bu yaklaşım posterolateral rotatuar stabilite ve varus-valgus stabilitesi açısından daha üstün bulunmuştur (119).

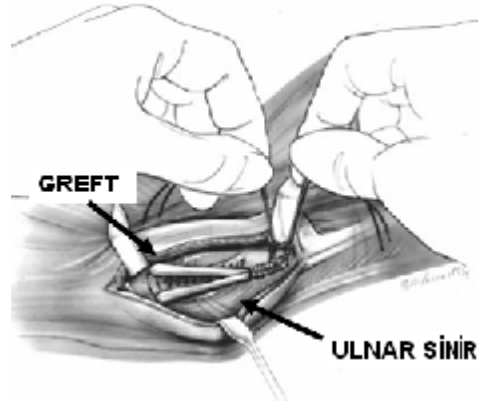
## 5.3. Medial Kollateral Ligaman Tamiri:

Operasyon sırasında anestezi altında yapılan son muayene sonrası medial kollateral ligamanın hasarlı ya da yırtık olduğuna karar verilmiş ise tamir edilmesi söz konusudur. Güncel olarak tamir için “*Jobe*” ve “*Docking*” tekniği olmak üzere iki yöntem dikkati çekmektedir.

*Jobe* tekniği ile medial kollateral ligaman tamirinde humerus ve ulnaya olmak üzere toplam beş delik, üç tünel açılarak, bağ “8” şeklinde oryante edilip ulnar sinir transpozisyonu yapılarak tamir edilmektedir (120). *Docking* teknikte ise humerus medial epikondil üzerindeki izometrik noktaya tek, ulnaya ise iki delik, toplam iki tünel açılarak, ulna ve humerustaki tünel ve delik sayısı, ayrıca da delik çapı azalmakta, böylece iyatrojenik kırık riski azalmakta ve ulnar sinir transpozisyonuna gerek kalmayarak ulnar palsi riski azalmakta ve bağ daha izometrik bir tansiyonla oryante edilerek kendi üzerine tekrar suture edilmek suretiyle daha güçlü şekilde rekonstrükte edilebilmektedir (121).



Şekil 44: Jobe tekniği ile MKL Tamiri  
( Jobe ve ark . 1986 ) (120)



Şekil 45: Docking Teknik ile MKL Tamiri  
( Rohrbough ve ark. 2002 ) (121)

## 6. PROPRIOSEPSİYON

### 6.1. GENEL BİLGİLER:

Üst ekstremité propriyosepsiyonuna dair literatür de çok az bilgi bulunmaktadır. Ayrıca Propriyosepsiyonun tanımı ve özellikleri ile ilgili tanımlamalar da değişkenlik gösterebilmektedir. Ancak atletik ve profesyonel yaralanmaları önlemek ve rehabilite etmekteki önemi oldukça kesindir. Afferent ve efferent nöromusküler arka propriyosepsiyon çok önemli bir rol oynamaktadır. Bu rol eklem ve yumuşak doku travmaları sonrası bozulabilmektedir. Travma sonrası propriyosepsiyonu korumak vücudun statik ve dinamik aktiviteler sırasında stabilite ve oryantasyonunu korumasında oldukça önemlidir. Dinamik eklem stabilitesi gibi nöromusküler fonksiyonlara odaklanarak hastaların günlük ve profesyonel hayatlarını yeniden yakalamalarını sağlayabilecek çalışma ve rehabilitasyon yöntemleri oluşturabilir. Travma sonrası daha iyi ve Fonksiyonel sonuçları geliştirmek ve tekrar yaralanma ihtimalini azaltmak adına travma sonrası daha düşük propriyoseptif defekt oluşturabilecek ve rehabilitasyon sonuçlarını iyileştirebilecek ileri çalışmalara ihtiyaç bulunmaktadır (122).

Anatomimiz değiştiğinde, yada bazı reseptörler sadece ekstrem açılarda uyarıldığı için ekstremité pozisyonlarımızla propriyosepsiyon da değişmektedir. Hedef tip ve özelliklerinden bağımsız olarak propriyoseptif fonksiyonlarda periferik propriyosepsiyonel sinyallerin değişimine bağlı çelişkiler ve yanılgılar oluşabilmektedir. Hareket genişliğimizin ekstrem sınırlarında yapılan ya da vücut santralinden artan uzaklıklarla yapılan motor görevler, ekstrem sınırlara yaklaştıkça ve vücut santralinden uzaklaştıkça propriyosepsiyonel yeteneklerin azalmasına bağlı olarak ciddi derecede etkilenmekte ve yüksek hata oranları oluşmaktadır. C.T. Fuentes ve A.J. Bastian'ın 2009 yılında yaptıkları güncel çalışmada, 30°-60°-90° şeklinde artan omuz abduksiyon derecelerinde dirsek repozisyon hatalarının giderek arttığını göstermiş ve en iyi sonuçlar 30° omuz abduksiyonunda elde edilmiştir (123). Günlük yaşantımıza baktığımızda da benzer bir durum söz konusudur. Dirsek travması sonrası cerrahi tedavi ve fiziksel rehabilitasyon uygulanacak bir hastada ilk hedeflerden birisi de o kişinin günlük aktivitelerini sorunsuz bir şekilde yerine getirebileceği hareket genişliği olan 30°-130° hareket genişliğini korumak olmaktadır. Bu ortalama açı genişliği, kişi günlük aktivitelerini bu aralıklarda sorunsuzca yapabilmekte olduğu ve bu aralıklarda propriyoseptif yeteneklerini en optimum düzeyde kullanabildiği için tercih edilmektedir.



Hareket taslaklarının oluşturulmasında duysal ve motor bilgiler ve eski tecrübeler rol oynamaktadır. Defalarca yapılan bir test sonuçlarının gittikçe iyiye gitmesi, hata oranının azalması bu bilgiyi desteklemektedir. Bu açıdan propriyoseptif sistemin temel detaylarını keşfetmek ve anlamak yüksek propriyosepsiyonel ihtiyaçları olan, ya da ciddi propriyosepsiyonel defisitleri olan popülasyonlara nasıl daha iyi yardımcı olabileceğimize dair bize yol gösterecektir. Teknolojik gelişmeler ışığında, sinirsel görüntüleme teknikleriyle propriyoseptif sistemin detayları daha iyi anlaşılabilir, robotik rehabilitasyon teknolojisi ile propriyoseptif komponentlere daha spesifik ve daha etkin rehabilitasyon imkanları oluşturulabilir, engelli ya da profesyonel düzey spor, hobilerle uğraşan hasta popülasyonuna daha faydalı olunabilecektir (123,124,125).

Goldscheider ve arkadaşları 1889, proksimal eklemlerin propriyoseptif hassasiyetinin ve propriyosepsiyon sonra motor aktivite keskinliğinin proksimal eklemlerde distale göre daha düşük olduğunu ifade etmişlerdir (124, 125, 126).

Propriyosepsiyon; artiküler, musküler ve kutanöz, periostal periferik reseptörlerin aracılık ettiği ekstremitte pozisyon ve hareketi hakkında bilgi veren özelleşmiş duysal bir modalitedir. İlk defa 1906 yılında Sherrington tarafından kişinin ekstremitelerinin uzaydaki pozisyon ve hareketinin farkında olması olarak tanımlanmıştır. Goetz'in 'Textbook of Clinical Neurology' adlı kitabında ise, propriyosepsiyon, kas, tendon, eklem veya derideki duysal reseptörler tarafından santral sinir sistemine gönderilen postüral, pozisyonel ya da kinetik bilgidir' şeklinde tanımlanmıştır (127). Goldscheider'in 'Physiologie des Muskelsinnes' adlı kitabında kas hissi dört başlık halinde ele alınmış ve duysal fonksiyon bölümlenmiştir. Bu fonksiyonlar; pasif hareket hissi, aktif hareket hissi, pozisyon hissi ve ağırlık veya direnç hissi ve değerlendirmesidir (127).

Beard ve arkadaşları (128), propriyosepsiyonun 3 benzer bölümden oluştuğunu açıklamışlardır;

- 1) Eklem pozisyonunun statik farkında olma hali,
- 2) Kinestetik farkında olma hali,
- 3) Kas tonusu, aktivitesinin düzenlenmesi için gerekli kapalı döngü efferent refleks cevap.

Loudon propriyosepsiyonu; eklem pozisyon ve hareket hissi olarak tanımlamıştır (129).

Ellenbecker ve Bleacher (127), ise propriyosepsiyonu değerlendirirken;  
. *Eklem pozisyon hissi*: Eklem pozisyonunun uzayda tanımlanabilme yeteneği,  
. *Kinestezi*: Eklem hareketini tanımlayabilme veya değerlendirebilme yeteneği,  
. *Direnç hissi*: Eklemde meydana gelen kuvveti tanımlayabilme ve değerlendirebilme yeteneği,  
. *Nöromusküler kontrol*: Afferent propriyoseptif bilginin efferent cevap olarak değerlendirilebilmesi şeklinde tanımlamalar yapmışlardır.

Bilinçli propriyosepsiyon günlük aktiviteler, spor faaliyetleri ve mesleki işlerdeki tüm fonksiyonlar için gereklidir. Bilinç dışı propriyosepsiyon ise kas kasılmasının düzenlenmesi ve koordinasyonu ile birlikte eklem refleks stabilizasyonunda rol almaktadır.

Klinik uygulamalarda statik ve dinamik olarak iki tip propriyosepsiyon ayırt edilir. Statik propriyosepsiyon çoğu kez pozisyon duygusu ile eş anlamlı kullanılır ve vücudun çeşitli kısımlarının birbirine göre bilinçli oryantasyon algılamasını ifade eder. Dinamik propriyosepsiyon ise kinestezi ile eş anlamlıdır ve hareketin oranıyla ilgili duyguyu tanımlar.

Buna göre propriyosepsiyon şu ögelere ayrılabilir (128) ;

- a)pozisyon duygusu
- b)hareket duygusu
- c)üç boyutlu oryantasyon
- d)kuvvet duygusu

### **Propriyoseptif Uyarı**

Değişik reseptörlerden ve nöronal yollardan gelen enformasyonun merkezi spinal refleksler, beyin sapı ve serebellar sistemdir. Sisteme bilgi akışını sağlayan propriyosepsiyonun duysal reseptörleri; kas, cilt, eklem, ligaman, tendonlar ve periostta bulunur. Bu reseptörlere mekanoreseptörler (propriyoseptör) denilmektedir. Mekanoreseptörler mekanik uyarıyı nöral sinyale dönüştürerek santral sinir sistemine gönderen bağ dokusundaki özelleşmiş nöroepitelyal yapılardır. Aslında propriyosepsiyon duygusunun merkezi sinir sisteminde yorumlanmasında reseptörlerden gelen duyular tek başlarına rol oynamazlar. Kas ve eklemlerden iletilen uyarıların yanı sıra ciltten gelen duysal uyarılar, vibrasyon hissi, görme duygusu ve iç kulakta yer alan denge merkezinden gelen birçok sinyalin harmanlanmasıyla propriyosepsiyon duygusu oluşur (131, 132). Propriyosepsiyon; vücutla ilişki halindeki cisimlerin pozisyon, ağırlık ve direnci hakkında bilgi verdiği gibi postür, hareket ve dengedeki değişiklikler hakkında nöromusküler farkındalık sağlayan geri bildirim sistemidir (133-135).

Proprioepsiyonun istemli (bilinçli) ve istemsiz (bilinçsiz) olmak üzere 2 tipi vardır. İstemli proprioepsiyon, spor, aktivite ya da iş ile ilgili görevlerde doğru eklem fonksiyonunu sağlarken, istemsiz proprioepsiyon ise kas düzeyinde fonksiyonları düzenler ve kas reseptörleri yoluyla refleks stabilizasyonu başlatır. İstemli hareketler, serebral kortekste başladığı için, bir aktivite sırasında yaralanmanın önlenmesine yönelik oluşacak istemli hareket oldukça yavaş (200 ms) olacaktır. Oysa yaralanmaların önlenmesinde, kısa döngü ya da spinal refleks afferent-efferent arkları daha önemlidir. Riskli manevralar sırasında eklemde stabilite sağlanmasına yönelik bu koruyucu spinal reflekslerin devreye girmesi, yani istemsiz proprioepsiyon (30-80 ms), istemli yanıtların oluşmasına göre çok daha hızlı ve büyük rol oynamaktadır (134).

Afferent inputun orjini önemli olmaksızın, zamanında oluşan koruyucu yanıt, eklem koruması için meydana gelen temel mekanizmadır (133-135, 137-139).

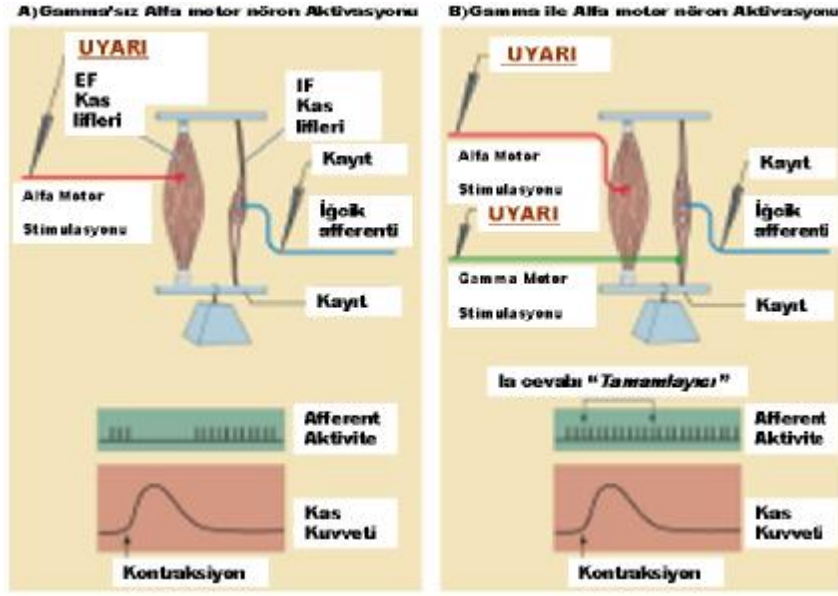
Beyin, ekstremit ve organları sürekli olarak santrale yakın tutmaya programlanmıştır ve koruyucu reflekslerin amacı hep bu yöndedir. Ayrıca beyin bu santrale yakın sınırlar içerisindeki proprioepsiyon ve aktiviteler üzerinde, perifer ve uç sınır noktalara yakın olanlara göre daha özelleşmiş ve profesyonelleşmiştir. Omuz 30-60-90 derecede yapılan çalışmalarda el ve dirsek proprioepsiyon ve motor aktivite niteliklerini inceleyen bir çalışmada omuz abduksiyon açısı arttıkça repozisyonel ve motor aktivite hata oranlarının arttığı ortaya konmuştur (123).

## **6.2. Proprioepsiyonun Nörofizyolojisi:**

Perikapsüler yapıda reseptörlerin varlığını gösteren ilk kişi Sherrington' dır. Hilton Kanunu' na göre, artiküler yapıların ekstrinsik innervasyonu, periartiküler reseptörlerin afferent stimülasyonu aracılığıyla oluşur. Bu stimülasyon, koruyucu reflekslerle sonuçlanır. Sherrington tarafından isimlendirilen Artiküler, Derin ve Yüzeysel reseptörler olmak üzere 3 ana gruba ayrılmıştır (133-138).

Brown ve arkadaşlarına göre 2003, Pozisyon ve hareket tek bir nöral mekanizma ile denetlenen bir süreç değil aksine kas içiği, golgi tendon organı, cilt ve eklem reseptörleriyle birlikte kontrol edilen kompleks ve multifaktöriyel bir süreçtir (140-144).

Önceki araştırmalar, insan eklemine afferent proprioseptif fonksiyonunun, eklem ve kastaki afferent reseptörlerin pasif hareket ve eklem pozisyon algılamasından kaynaklandığını ifade etmekteydi. 1898'de Goldscheider, pasif hareket hissinin yalnızca eklemdeki reseptörlerden kaynaklandığını ifade etmiştir. Bu, günümüzde de pasif hareketler için kabul görmektedir (127).



**Şekil 46: Gamma nöron aracılığı olmadan ve gamma nöron aracılığıyla kas içiği alfa motor nöron aktivasyonu. Gamma nöron stimulasyonun da geri bildirim yoluna eklenmesiyle, tamamlayıcı etki oluşmakta ve Afferent aktivite frekansında, gamma nöron aracılığıyla süreklilik oluşmaktadır (Alıntı: *Lecture 6 by Frans van der Helm*)**

1970'lere kadar, insan aktif hareketinin duysal geri bildirim mekanizması, 'bir kere istemli hareket serebral korteks tarafından başlatılmakta ve sadece düşük seviyeli kontrol, kas ve tendonlardaki reseptörler tarafından meydana getirilmektedir' şeklinde ifade edilmekteydi. Bu kas ve tendonlardan gelen duysal bilgi medulla spinalis ve serebellum gibi beyin bazı subkortikal ekstrapramidal alanlarına bilgi olarak iletilmekte, ancak bilinçli hisse katkıda bulunmamaktadır. Bununla birlikte, Goodwin ve Eklund tarafından 1970'lerin başlarında yapılan önemli bir çalışmada, kastaki reseptörlerin nitelikli aktif hareket hissine önemli bir katkıda bulunduğu ortaya koyulmuştur (127).

Yapılan son çalışmalar ışığında ise, pasif (gevşek) kas durumuna göre aktif (kontrakte) kas durumunda, fusimotor koaktivasyon ve kas içcikleri eşik değerlerinin düzenlenmesi aracılığıyla, propiosepsiyonel hisler daha doğru ve keskin olarak algılanmaktadır (123, 145).

### 6.3. Muskulotendinöz Ünite:

Muskulotendinöz ünite, kas içiği ve golgi tendon organından oluşur. Ferrel ve ark. (1987) ayrıca Collin ve ark. (2005) çalışmalarında insan pozisyon hissinin nöral temeli ve primer sorumlusunun kas içcikleri olduğu, ardından cilt ve eklem reseptörlerinin sekonder düzeyde katkısı olduğu ifade edilmiştir (145). Motor kontrol ve propriyosepsiyon sırasında kas içiğinin rolünü anlamak fusimotor sistemi anlamak ile mümkün olabilir. İstemli kontraksiyon sırasında hem iskelet kaslarının hem de fusimotor nöronların eş zamanlı olarak uyarılmakta olduğu ilk defa A.B. Vallbo tarafından gösterilmiştir (Vallbo 1971, 1974).

İstemli kontraksiyonlarla statik ve dinamik fusimotor nöronların birlikte uyarıldığı kanıtlanmıştır (Kakuda&Nagaoka, 1998). Statik fusimotor nöronların aktivasyonu, kas boyundaki kısalmayı temsil etmekte iken dinamik fusimotor nöronların uyarılması ise kas içiği dinamik sensitivitesini düzenlemektedir. Bu özellik sayesinde hareketler sırasındaki ufak değişikliklere karşı bile kas içiği hassas hale gelerek doğru ve keskin planlama ve geri bildirimlere katkıda bulunur ve bu şekilde postural stabilite oluşturulur( Matthews, 1981). Ayrıca kasılmakta olan (aktif) kasta kas içcikleri eşik değeri düşerek, deşarj oranı artar ve santral sinir sistemine birim zamanda gönderilen sinyal oranı artar, buna karşın mekanik olarak yükü azalmakta olan antagonist kas grubunda ise, yani Pasif (gevşek ve boyu uzamakta olan) kas grubunda ise eşik değeri yükselerek deşarj oranı azalır ve merkeze daha az sinyal gönderilmeye başlanır ( Edin & Vallbo, 1990, Wilson ve ark. 1997, Kakuda & Nagaoka, 1998). Aktif kas durumunda propriyosepsiyonel hisler daha doğru ve keskin olarak algılanmaktadır (123, 145).

Kas içcikleri teknik ve yetenek gerektiren daha ince aktivitelerden sorumlu kas gruplarında daha yüksek oranda bulunurken güç grektiren kas gruplarında ise daha az oranda bulunmaktadır. Bu nedenle omuz eklemine propriyoseptif ve teknik kapasitesi ile el parmaklarımızın propriyoseptif kapasiteleri farklıdır ve beyin ekstremiteler distal uçlarını proksimal kısımlara göre daha hassas ve keskin olarak algılamaktadır (146).

Kas içcikleri gerilime duyarlı reseptörlerdir ve pozisyon değişikliğini iki farklı illüzyon yoluyla algılayarak ekstremiteler pozisyonuna dair afferent uyarıyı santral sinir sistemine iletmektedir.

1) *Vibrasyon*: Vibrasyon ile oluşturulan sinyaller kişide ekstremitelerinin daha fleksiyonda ya da daha ekstansiyonda olduğunu hissederek (Goodwin ve ark. 1972). Örnek olarak yapılan bir çalışmada, el hareketleri sırasında cilt gerilmesiyle ortaya çıkan hareket illüzyonları vibrasyon uygulandığında daha fazla olduğu belirlenmiştir (Collins ve ark. 2005). Bu açıdan bakıldığında, travma sonrası ekstremiteler diziliminin bozulması ve instabilite kaynaklı

vibrasyonlar da propriyosepsiyon üzerinde tehdit oluşturabilme potansiyeline sahiptir. Vibrasyon hız ile ilişkili repozisyonel aktivitelere uyumu ve adaptasyonu bozmaktadır. Bu durumlarda intakt bir propriyosepsiyon arkı, dinamik stratejik kompensasyon mekanizmalarını desteklemektedir (147, 148). Propriyoseptif geri bildirimler, görsel geri bildirimlerle uyum gösterdiğinde hata oranı düşmektedir. Vibrasyon gibi propriyoseptif yanıltıcı etkenler ışığında ise hata oranı artmakta, eğer görsel geri bildirim arkı açık ise, beyin görsel geri bildirim bilgilerini referans olarak kullanmaktadır (147, 148).

2) *İntra ve ektrafusol kas liflerinin tiksotropik özelliği*: Tiksotropi, kas lifleri içerisindeki aktin ve miyozin arası stabil çapraz köprülerin varlığına bağlı bir özelliktir. Uzun bir kasın kontraksiyonu sonrası yeni elde edilen uzunlukta çapraz köprüler yeniden organize olur.

Yeniden kurulan köprülerle, intrafusol lifler üzerindeki yük alınır ve intrafusol lifler gevşeyerek istirahat fazına geçer. Bu durumda intrafusol liflerin eşiği yükselir ve deşarj oranı azalır. Beyin bu yeni durumu kas o an olduğundan daha kısa şeklinde yorumlar ve buna bağlı olarak o eklemi olduğundan daha fleksiyonda ya da daha ekstansiyonda olarak algılar. Bu durum ancak yeni bir kas kasılması oluşturularak bozulabilir. (Gregory ve ark.1988, Proske & Morgan 1999).

Ayrıca yük altında ve kas egzersizleri sonrası da kas içicikleri aracılığıyla pozisyonel hatalar oluşabilmektedir (Ansem ve ark. 2006). Yük uygulanan ya da egzersiz uygulanmış kas grubu deşarj oranı yükselmekte ve antagonist kas grubu deşarj oranı göreceli olarak düşük kalmaktadır. Örnek olarak fleksör yüklenme altında bulunan ön kol fleksörlerine dair dirsek üzerine yapılmış çalışmalarda, yüklenmenin etkisiyle kişinin dirseğini deşarj oranı düşük olan ekstansör taraf lehine daha ekstansiyonda bir pozisyonda hissettiği ortaya konmuştur. Bu açıdan bakıldığında yer çekimi de günlük yaşamda sürekli ekstremitelerimiz üzerinde bir yük etkisi oluşturmaktadır. Ancak beyin yerçekiminin etkisiyle oluşan bu sürekli uyarımın algısını yeniden kalibre ederek göreceli olarak yeni bir adaptasyon yaratmış ve yerçekimine karşı ekstremitelerimiz pozisyonlarımızı normal algılamamızı sağlamaktadır (Allen ve ark. 2007). Yer çekiminin olmadığı uzay ortamında ve uzay ortamından yeryüzüne geri döndükten sonra yapılmış olan testlerde yüksek oranda repozisyonel hataların oluşması da bu nedenledir (123).

Kas içicigi; gama sensorial ve motor nöronlar tarafından innerve edilen intrafusol kas liflerinden oluşmaktadır. Grup Ia ve II olmak üzere iki tip afferent lif içerir. Grup Ia afferentler primer olarak kasın boyundaki ani değişikliğe, grup II afferent lifler ise temel olarak kasın boyundaki statik değişikliğe duyarlıdır (149,150).

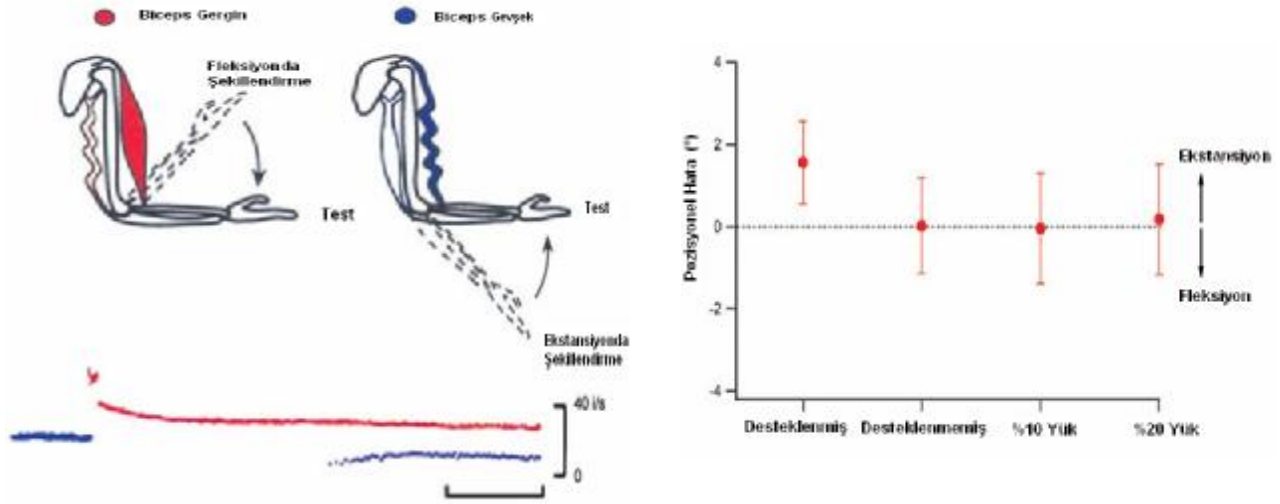
Kas kontraksiyonunun lokalizasyonunu fark eden ise golgi tendon organıdır. Kas-tendon bileşkesinde ve tendon içinde bulunur. İntrafuzal lifler kontraktıl yani ektrafuzal liflere paralel olarak yerleşmişlerdir. Böylece dış bir kuvvetle kas uzatıldığında intrafuzal lifler gerilir ve proprioseptörler uyarılır (149, 150).

Sensorimotor bilgi, artiküler sinirler aracılığıyla dorsal köke ve spinal korda aktarılır. Duysal bilgiler spinal kord üzerinde spinoserebellar traktus aracılığıyla serebelluma ulaşır. Aynı şekilde dorsal lemniskal kolon içinde giderek talamusa, oradan da sensorial kortekse iletilir (149). Serebral kortekse iletilen bilginin yüksek derece oryantasyonu ile pozisyon duygusu ve hareketin bilinçli algısı sağlanır. Buradan yönlendirilen efferent uyarı yoluyla istemli ve istemsiz kas kontraksiyonu kontrol edilir. Afferent sinirler ayrıca internöronlarla ve ektrafuzal liflerden sağlanan alfa motor nöronlarla sinaptik bağlantılar yaparak kas kontraksiyonunun refleks yoldan stimulasyon ya da inhibisyonunu sağlar.

Kas içiği iki şekilde aktive olur; bunlar SSS'den gelen fusimotor impulsar ve kas uzunluğunun değişmesiyle oluşan gerilim değişiklikleridir.

Proske & Morgan 1999, çalışmalarında serebral korteks ise gelen bilginin bu iki kaynaktan hangisine ait olduğunu analiz ettiğini, istemli kas kontraksiyonlarıyla birlikte kas içiklerine giden fusimotor nöronlar da aktive olur ve aktive olan kas içiği eşik değeri düşerek daha hassas hale gelip, daha yoğun ve keskin afferent impuls göndermeye başladığını, uyarılmış kas grubundaki fusimotor aktivite kas içiği uzunluğuna göre yeni bir kas içiği uyarılma eşik değeri oluşturarak. uzun bir kas grubunda (Biceps-Ekstansiyonda) izometrik bir istemli kontraksiyon ya da yük taşıma yapıldığında yeni duruma sarkomer myofilamentleri arası çapraz bağların yeniden düzenlenimi ile adapte olduğunu belirtmişlerdir. Sonuç olarak kas içiği intrafusal lifleri pasif bir şekilde esneyerek uzar. Eğer bu aşamada bu kas grubuna uzunluğunu kısaltacak bir hareket (Fleksiyon) yaptırılırsa, kısalan kas uzunluğuna kas içiği intrafusal lifleri adapte olamayarak, yeni oluşan kısa kas boyuna uzun, yani gevşek kalacaktır ve azalan gerilim nedeniyle zor uyarı çıkartabilecek hale gelecektir. Vallbo'nun 1974 tanımladığı üzere, kas içiğinin optimum fizyolojik fonksiyonlarının yeniden oluşturulabilmesi için SSS tarafından çıkarılan fusimotor uyarı ile kas içiğinin istirahat deşarj eşiği düşürülerek hassasiyeti arttırılır. Öte yandan kısa bir kas grubunda (Biceps-Fleksiyonda) istemli izometrik bir kontraksiyon yapıldığında kas boyu kısalacak ve bu yeni kısa halinde yeni çapraz köprü organizasyonu oluşacak ve kas içiği intrafusal lifleri de pasif olarak kısalmış şekilde istirahatte kalacaktır. Sonrasında bu kas grubuna boyunu uzatacak ters hareket (Ekstansiyon) yaptırılırsa, zaten kısa ve gergin olan kas içiği daha da gerilecek ve artan gerilim kolay uyarı çıkartabilecek hale gelmiş olan kas içiği

intrafusalliflerine SSS tarafından düzenlenen fusimotor uyarılar ile deşarj eşiğı yükseltilerek optimum fizyolojik fonksiyonu korunmuş olacaktır (Wood ve ark. 1996, Allen ve ark. 2007).



**Wood ve ark. 1996**

**Allen ve ark. 2007**

**Şekil 47: Biceps gerginliği ve gevşekliğı oluşturularak yapılan kas şekillendirmesinin pozisyon hissi üzerindeki etkisi ( Wood ve ark. 1996, Allen ve ark. 2007 )**

Allen ve ark. 2007, White & Prouse 2009, çalışmalarına göre bir kasın durumu (Şekillendirme-Egzersiz yapmış olup olmaması, yorgun olup olmaması, gerginken gevşemiş ya da gevşek iken gerilmiş olması) pozisyon hissini etkilemektedir. Kas içiği kasın durumuna göre deşarj eşiklerini düzenleyerek santrale afferent impuls gönderme oranlarını düzenler (151-154).

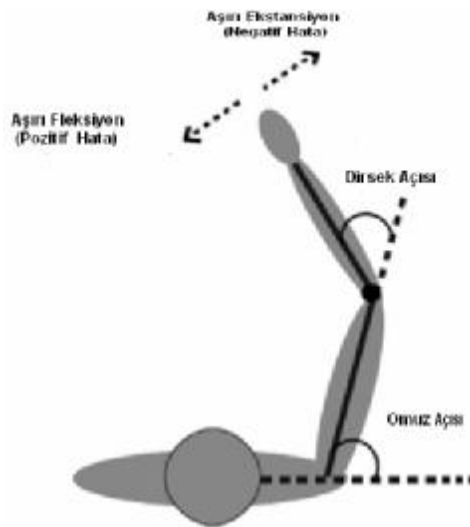
Propriyoseptif bilgi dorsal spinoserebellar traktuslardan santral sinir sistemine ilerleyerek, ilk olarak serebelluma ulaşır. Sol lateral cerebellum aktivitesi ile impulsların analiz edici bilgi hesaplamaları yapılır ve uygun olanlar kortekse iletilerek burada Nucleus Z, Thalamus ve parietal kortekste propriyosepsiyon hissi oluşur. Eğer görsel bilgi girişi de açık ise Parietal korteksten gelen görsel bilgiler, spinoserebellar yoldan gelen propriyoseptif bilgiler ile sol lateral serebellumda güncellenerek analiz edilir ve yapılacak olan aktiviteye yönelik ilk hareket taslakları burada oluşur. Korteks ise görsel bilgileri, serebellumdan iletilen propriyoseptif bilgileri ve serebellumdan iletilen ilk efferent hareket taslaklarını denetler ve efferent komutların nihai şeklini ve kararını verir (Walpert ve ark.1998).



İstemli kas hareketleri sırasında hareket hissinin tanımlanması ise yeni bir bulgudur. Korteksten çıkan motor emirler hareket hissinin başlamasında ilk adımdır. Verilen motor emirlerin amplitüdü her zaman dışarıdan gelen etkilerin amplitüdüne göre daha düşük olarak algılanmaktadır. Bu şekilde korteks etki-tepki arasında bir fark oluşturur ve sürekli olarak pozisyon ve hareket hissinin denetim altında tutar. Yerçekimi ortadan kaldırıldığında ya da desteklenerek yerçekimin bir ekstremité üzerindeki etkisi elimine edildiğinde hata oranının artması bu nedenledir (Gandevia ve ark. 2006, Smith 2009).

Bu nedenle aktivite sırasındaki kaslarda sürekli kas iğciği aktivitesi vardır. Pozisyon daha sık ve keskin denetlenmektedir. Daha az repozisyonel hata yapılmaktadır (153).

Desteklenerek yer çekimi elimine edilmek suretiyle gevşetilen grupta hata oranı yüksek iken, destek yokken ılımlı bir kas gerilimi oluşturulan grupta hata oranı azalmakta, 2kg ağırlık verilerek aktivite yapıldığında yüksek bir kas gerilimi oluşturulan grupta ise daha da azalmaktadır. Bu durum egzersiz yaptırılarak şekillendirilmiş (kas iğciği desanj eşiği yüksek) ya da daha ötesinde yorulmuş kas gruplarında (kas iğcik desanj eşiği yüksek) propriyosepsiyonel hataların nedenini oluşturmaktadır. Şekillendirilen ya da yorulan kas grubunun yeni oluşturulan desanj eşiği nedeniyle SSS'ye daha az uyarı gönderilmekte ve bu kas grubu SSS tarafından göreceli olarak gevşek, antagonisti ise gergin olarak algılanmaktadır. Dolayısıyla hastalar etkilenen kas grubuna bağlı olarak o kas grubu yönünde kollarını daha fazla fleksiyonda ya da daha ekstansiyonda hissederler (153).



**Şekil 48: Omuz-Dirsek Açısı ve Pozisyon hissi ilişkisi.**

Beyin, ekstremiteler distalini ekstremiteler proksimaline göre daha keskin ve hassas şekilde algılamaktadır. Ayrıca ekstremiteler ve aktivitelerin vücut santraline yakınlığı arttıkça (Omuz Açısı), hareketlerin günlük aktivitelerde sık kullanılan hareket aralığına yakınlığı arttıkça (Dirsek Açısı), beyin daha hassas ve keskin pozisyon hissine sahip olmakta, daha az ve düşük repozisyonel hatalar yapmaktadır (154).

Bu sonuçlar propriyosepsiyonun mekanik adaptasyon aktiviteleri için gerekli olduğunu göstermektedir. Mekanik adaptasyonlarda instabilite, deformite, vibrasyon gibi yanıltıcı uyarılar büyük oranda etkin iken, görsel uyarıların eşliğinde hata oranı düşmektedir. Görsel geri bildirim bilgileriyle uyummayan propriyoseptif bilgiler beyin tarafından önemsenmeyerek, görsel geri bildirim bilgilerinin doğrultusunda pozisyon hissi ve adaptif rekaliibrasyon süreçleri oluşturulmaktadır (156).

#### **6.4. Mekanoreseptör Tipleri ve Fonksiyonları**

Mekanoreseptörler, mekanik bilgiyi (örn: eklem rotasyonu ile oluşan pozisyon değişikliği ve hareket) elektrik sinyalleri şeklinde ileten özel nöronlardır. Refleks kas kontraksiyonu sonucunda bu reseptörlerin uyarılması ani gelişen hızlı ve yavaş hareketlerin kontrolü için eklem adaptasyonunu sağlamaktadır (157). Sherrington tarafından isimlendirilen Artiküler, Derin ve Yüzeysel reseptörler olmak üzere 3 ana gruba ayrılmıştır (158, 159).

**Artiküler reseptörler:** Bu reseptörler eklem kapsülünde, ligamentlerde ve vücudun herhangi bir artiküler yapısında bulunur. İnsan eklem kapsülünde 4 farklı tipte sinir ucu bulunmaktadır:

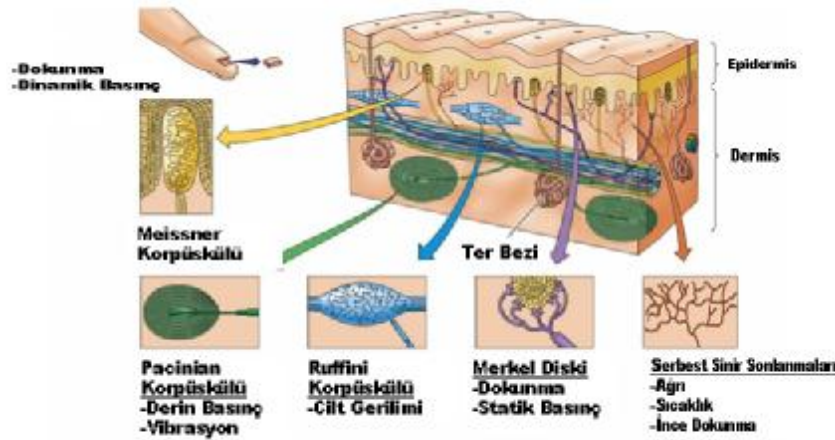
*Tip 1 mekanoreseptörler (Ruffini sonlanması, Golgi-Mazzoni cismi, Meissner cismi);*

Kapsüloligamentöz dokularda ve ciltte bulunur. Fizyolojik olarak düşük eşikli, yavaş adapte olan, yüzeysel yerleşimli, statik ve dinamik yapıda mekanoreseptörlerdir. Eklem kapsül gerilimine duyarlıdır. Kalça ekleminde yaygın bulunur ve postür kontrolü için önemli olan statik pozisyon duyusunu iletir. Grup 2 miyelinli afferent liflerle innerve olur.

*Tip 2 mekanoreseptörler (Paccini cismi);*

Kapsüloligamentöz dokularda, cilt ve kasta bulunur. Düşük eşikli, hızlı adapte olabilen dinamik yapıda mekanoreseptörlerdir. Basınç ve hareket değişikliklerine hassastırlar.

Temporomandibuler eklemd ekleml kapslünün derin kısmında dikkati çekerler ve çok tabakalıdır. Grup 2 ve 3 myelinli afferent liflerle innerve olur.



**Şekil 49: Ciltteki Mekanoreseptör Tipleri ve Fonksiyonları**

(Alıntı: *Lecture 6 by Frans van der Helm*)

*Tip 3 mekanoreseptörler ( Golgi tendon organı);*

Yüksek eşikli yavaş adapte olabilen ve ligamanlarda yerleşen mekanoreseptörlerdir. Gerilmeye duyarlıdır. Kas içiğinde bulunur. Geniş myelinli grup 1b afferent liflerle innerve olurlar.

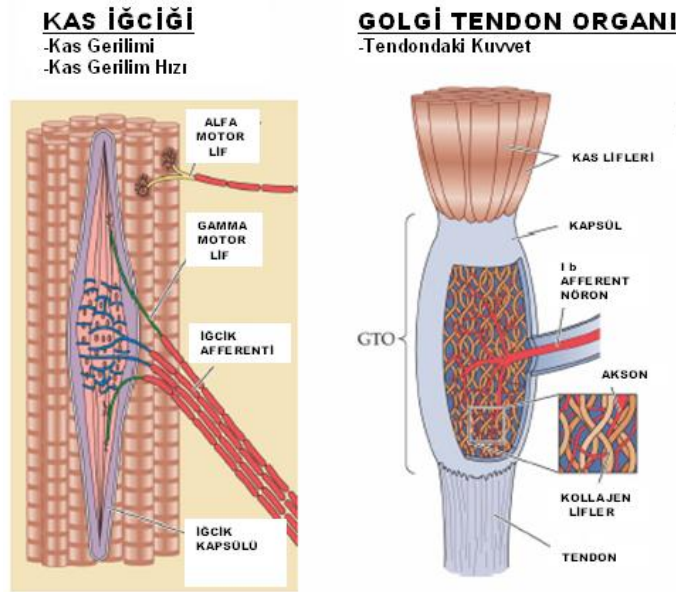
*Tip 4 mekanoreseptörler (Serbest sinir sonlanmaları);*

Yüksek eşikli, yavaş adapte olabilen eklem, kas ve ciltte bulunurlar. Ağrı duyusunun iletiminden sorumlu myelinsiz reseptörlerdir. Gerilmeye iyi yanıt verirler (160,161). Eklem pozisyon duyusun algılanmasında kas içiği reseptörleri de önemli fonksiyona sahiptir. Muskulotendinöz yapının oluşumunda golgi tendon organı ile birlikte yer alır. Yavaş adapte olabilen ve küçük gama motor sinir lifleri ile uyarılan liflerdir. Kas Kontraksiyon derecesini artırır.Golgi tendon organıyla antagonist çalışır. Böylece kas uygun tonusta kalır (162).

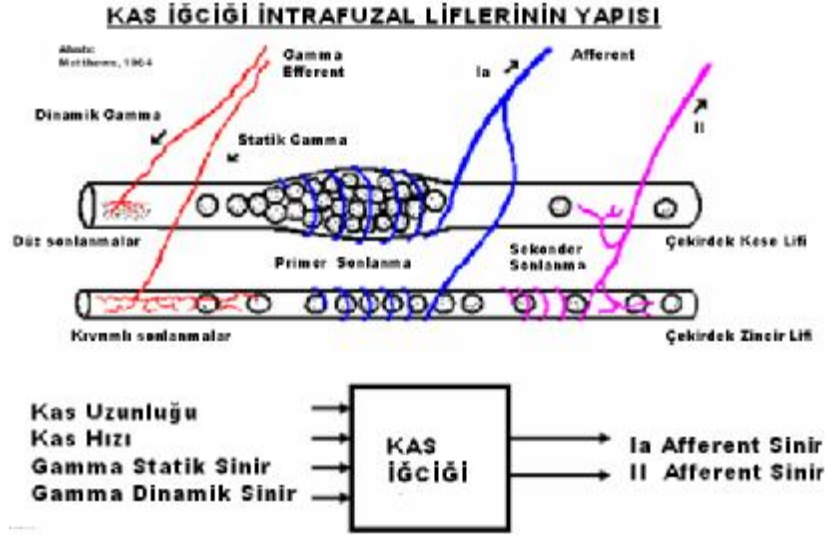
**Derin Reseptörler:** Kas ve tendonlarda bulunan reseptörlerdir. Kas içicikleri ve Golgi tendon organları (GTO), kasların ve tendonların primer afferent reseptörleridir. GTO, kas içindeki gerginliği tespit eder ve bir kasın hem kontraksiyonuna hem de gerilmesine yanıt verir. GTO afferentinin uyarılması ile kas gevşemesi sağlanır. Diğer taraftan kas içiği, kasın gerilmesine yanıt verir. Afferentinin uyarılması kasta kontraksiyona sebep olur. Bu yapıların uyarılması aynı zamanda zıt yöndeki kaslarda ve sinerjistlerde fasilitasyona sebep olarak hedeflenen hareketin başlatılmasına yardımcı olurlar (160).

Kas iğciği primer sonlanmaları kas uzunluğu değişim amplitüd ve hızına yani pozisyon ve hareket duyusuna, duyarlı iken kas iğciği sekonder sonlanmaları sadece kas uzunluğundaki değişimlere, pozisyon duyusuna, duyarlıdır (Matthews 1972).

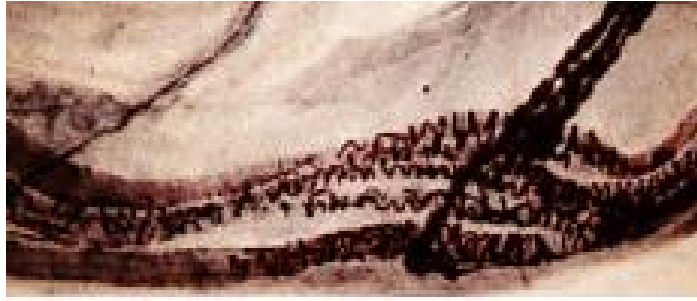
Kas iğciği gevşerse deşarj oranı düşer ve o kas grubundan gelen düşük deşarjlar nedeniyle kişi o ekstremiteyi olduğundan daha fleksiyonda algılar ve ekstansör yönde hata yapılır. Kişi gevşek kas iğciğini germek, deşarj oluşturup geri bildirim alabilmek için pozisyonu hissene dek ekstansiyonu arttırır, normalden daha ileri noktalarda öğretilen pozisyonu hisseder. Bu durum pozisyonel hataları açıklamaktadır (151-154).



**Şekil 50: Kas iğciği ve Golgi tendon organı yapı ve fonksiyonları**  
(Alıntı: Lecture 6 by Frans van der Helm)



**Şekil 51: Kas iğciği İntrafusalliflerinin yapı ve fonksiyonu**  
(Alıntı: *Lecture 6 by Frans van der Helm*)

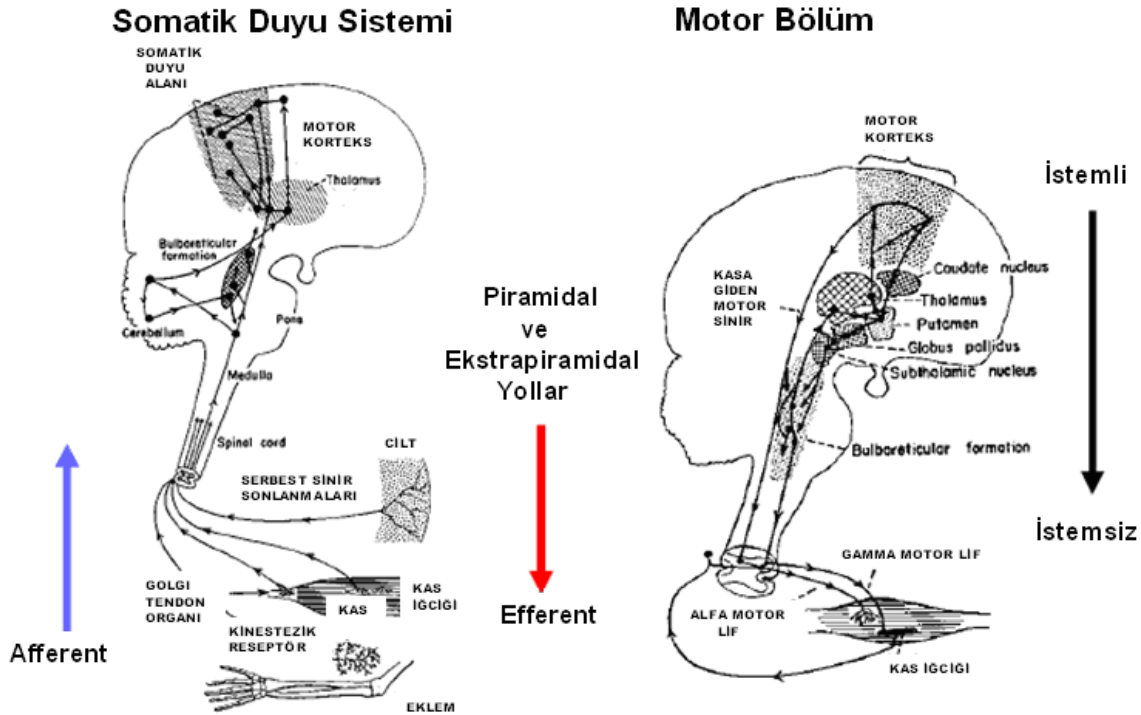


**Resim 5: Kas iğciği İntrafusalliflerinin elektronmikroskopik görüntüsü**  
(Alıntı: *Lecture 6 by Frans van der Helm*)

**Yüzeyel (kutanöz) Reseptörler:** Mekanoreseptörler, termoreseptörler ile A delta ve C liflerinin terminal uçlarından oluşan nosiseptörlerden oluşurlar. Derideki reseptörler hızlı adapte olan afferentler, yavaş adapte olan I ve II afferentlerdir. Hızlı adapte olan afferentler vibrasyon duyusundan sorumludurlar ve yavaş adapte olan I-II afferentleri deri gerilmesi gibi duyu algılanmasından sorumludurlar. Hızlı adapte olan reseptörler, akselerasyon ve deselerasyon gibi hız ve hareketteki ani değişiklikleri tespit ederler. Diğer taraftan yavaş adapte olan reseptörler eklem ve ekstremite pozisyonu ile ilgili, aynı zamanda da pozisyonundaki yavaş değişikliklerle ilişkili bilgi sağlamaktan sorumludurlar (163).

### 6.5. Proprioepsiyonun Motor Kontrol Seviyeleri

Motor kontrol seviyeleri spinal kord, beyin sapı ve serebral korteks düzeyindedir. Serebellum ve bazal gangliyonlar da motor görevlerin düzenlenmesinden sorumludur.



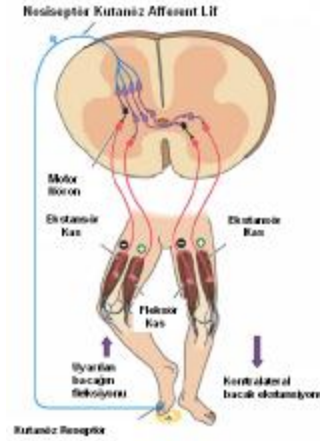
Şekil 52: Santral Sinir Sistemi Afferent ve Efferent yolları

(Alıntı: Lecture 6 by Frans van der Helm)

**1-Spinal Kord Seviyesi:** Vücudun tüm bölümlerinden gelen duyuşsal uyarının integrasyonunun spinal kord seviyesinde başladığı düşünülmektedir. Çok az miktarda nöron sinaps yapmadan direk serebral kortekse gider. Proprioseptif bilgiyi ileten bazı aksonlar spinal kord arka boynuzdan girerek ara nöronlarla sinaps yaparlar. Bu nöronlar beyin sapı ve korteksten gelen emirlerle kontrol edilirler. Supraspinal santral sinir sistemi bölgeleri, çıkan yollarla gelen periferik bilgileri module eder. Dorsal köklere gelen proprioseptif uyarının sinaps yaparak veya sinaps yapmadan efferent sinirlere ve oradan da hızlıca ön kök ve kasa iletilmesine spinal refleks denir (164).

**2-Proprioseptif Bilginin Çıkan Spinal Yollara İletilmesi:** Santral sinir sistemine giden proprioseptif bilgiler hem dorsal lateral traktus hem de spinoserebellar traktus yoluyla iletilir. Dorsal lateral traktus spinal kordun posterior bölgesinde lokalizedir. Bu traktustaki duyunun çoğu dokunma, basınç ve vibrasyondur. Pozisyon ve kinestezik duyunun algılanmasına

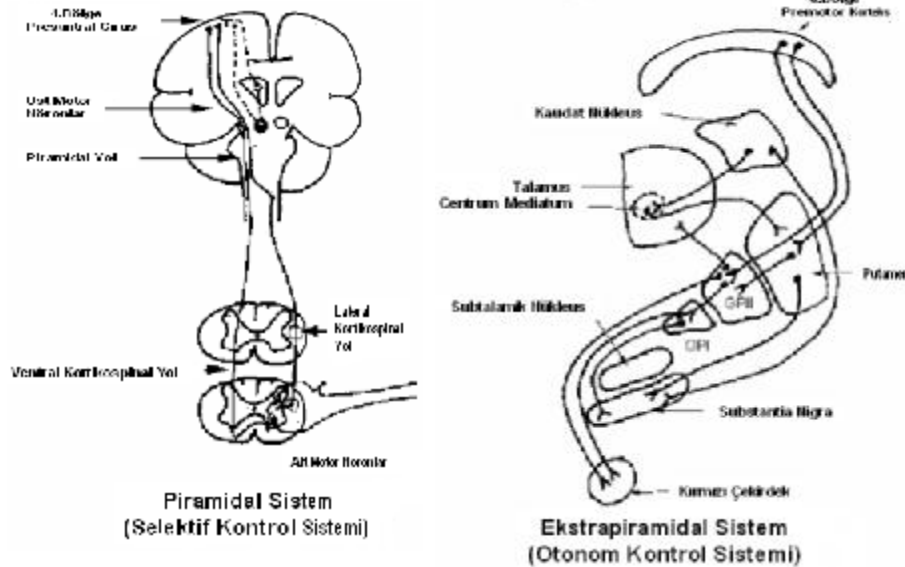
katkıda bulunur. Spinoserebellar traktus santral sinir sisteminde hızlı iletim sağlar. Bu traktusla iletilen duyular ise ekstremité pozisyonu, eklem açıları, kas gerilimi ve kas uzunluğudur (164).



**Şekil 53: Refleks arkı (Alıntı: Lecture 6 by Frans van der Helm)**

**3-Beyin Sapı Seviyesi:** Beyin sapının majör görevi postural denge kontrolü ile vücudun bazı otomatik ve stereotipik hareketlerinin kontrolüdür. Korteksin kontrolünde somatosensoriyel, vestibüler ve vizüel kaynaklardan gelen bilgilerin integrasyonu ile motor aktiviteleri düzenler. Beyin sapından spinal korda inen 2 ana yoldan biri olan medial yol aksiyel ve proksimal kasları kontrol eder, lateral yol ise ekstremitelerin distal kaslarını kontrol eder.

**4-Serebral Korteks:** Genel olarak serebral korteks kompleks ve istemli hareketlerin başlaması ve kontrolünden sorumludur. Motor korteksten alfa motor nöron ve gama motor nörona inen majör direk yol kortikospinal traktustur.



**Şekil 54-55: Santral Sinir Sistemi Piramidal ve Ekstrapiramidal sistem (Alıntı: Lecture 6 by Frans van der Helm)**

*5-Serebellum ve Bazal Ganglion:* Motor aktivitenin planlanması ve modifikasyonunda major rol oynar. Serebellum 3 fonksiyonel bölümden oluşur. Birinci bölüm vestibuler uyarıları alırken ikinci bölüm ekstremitelerin hareketinin başlaması ve planlanmasından sorumludur. Duyusal ve motor korteksin her ikisinden de uyarılar alır. Üçüncü bölüm olan spinoserebellum ise çıkan spinoserebellar traktus yoluyla somatosensoryal uyarılar ile birlikte görsel, işitsel ve vestibuler uyarılar alır. Ayrıca “feedback” regülasyonla gama motor nöronu ve kas tonusunu düzenler. Bazal ganglionların, motor kontrolün yanında motor kontrolün kognitif yönünü de düzenlediğine inanılır (164).

### **6.6.Nöromusküler Kontrol**

İnsan vücudu, yerçekimine karşı doğru postürü korumak için essiz bir kapasiteye sahiptir. Bu kompleks etkileşim santral sinir sistemi ile koordineli çalışan alt ekstremita kas aktivitesi ile elde edilmektedir. Denge ve postüral kontrolün korunması visüel, vestibüler ve somatosensoryel sistemlerden gelen duysal bilgiler ile sağlanmaktadır. Bu periferik afferent bilgiler, postüral kontrolün devamı için sinir sistemi tarafından birleştirilmektedir (165).

Yürüyüş veya koşu gibi hareketlerin kontrolü, medulla spinaliste santral patern jeneratörleri veya ekstremita kontrolcileri denen kompleks nöral yollarda meydana gelmektedir. Bu motor programlar otomatik olarak gerçekleşmektedir ve santral sinir sisteminin ileri ve geri bildirim mekanizmalarının kontrolündedir.

Hem ileri hem de geri bildirim sistemleri ile, periferik santral sinir sisteminin değişik seviyelerinden gelen afferent bilgiler (medulla spinalis, beyin sapı, serebellum, serebral korteks) işleme tabi tutulmakta ve entegre edilerek sonunda eklem stabilitesinin sürdürüldüğü koordine kas aktivitesi oluşmaktadır.

Segmental spinal refleksler, mukulotendinöz birleşim yerlerindeki kas içiği ve golgi tendon organlarında bulunan periferik reseptörlerdeki afferent girdiler ile birlikte omuriliğin ventral boynuzundaki alfa motor nöronların efferent çıktılarındaki süreçleri içerir (166).

Periferik mekanoreseptörlerden gelen afferent bilgiler, beynin kortikal bölgesinde kabul edilmektedir.

Serebellum ve beyin sapının fonksiyonu dış çevreden gelen periferik geri bildirimler ile serebral korteksten gelen motor emirleri birleştirip kişinin koordine hareketi gerçekleştirmesini sağlamaktır (169).

Ayrıca son çalışmalar ışığında beyin hareketlerimizi olandan daha düşük olarak algılamaya kalibre olduğu ifade edilmektedir. Bu şekilde çevre ile arasında bir güç farkı



oluşturarak hareketler için aradaki farka dayalı bir analiz imkanı oluşturmakta olduğu ileri sürülmüştür (Maravita ve ark. 2003).

Gandevia ve ark 2006, Smith 2009, çalışmalarında istemli kas hareketleri sırasında hareket hissinin tanımlanması ise yeni bir bulgudur. Korteksten çıkan motor emirler hareket hissinin başlamasında ilk adımdır. Verilen motor emirlerin amplitüdü her zaman dışarıdan gelen etkilerin amplitüdüne göre daha düşük olarak algılanmaktadır. Bu şekilde korteks etki-tepki arasında bir fark oluşturur. Sürekli olarak pozisyon ve hareket hissinin denetim altında tutar. Yerçekimi ortadan kaldırıldığında ya da desteklenerek yer çekimin bir ekstremité üzerindeki etkisi elimine edildiğinde hata oranının artması bu nedenledir (154).

### **Eklemin korunmasında propriosepsiyonun rolü:**

Dirsek ekleminde eklem ve kas reseptörlerinden gelen afferent bilgiler yani proprioseptif veriler ve nöromusküler feedback mekanizmaları; kas tonusu, kasılmanın koordinasyonu ve kontrolünde yani eklem stabilizasyonunun sağlanması ve sürdürülmesinde önemli rol oynamaktadır.

Uygun şekilde koordine olmuş kas koaktivasyonu (eklemde agonist ve antagonist kasların ko-kontraksiyonu) normal eklem kıkırdağını yüklenmelere karşı korur. Koruyucu kas aktivite paterni ligamanlar gerilime maruz kaldığında ortaya çıkmaktadır.

### **6.7. Propriyosepsiyonunun Değerlendirilmesi**

Propriosepsiyon duyusunun ölçümü için pek çok değişik test öne sürülmüştür.

#### *Kinestezi ve eklem pozisyon hissi ölçümü*

Bu amaçla geliştirilmiş özel aletler

İzokinetik dinamometreler

Gonyometre, İnklinometreler

Hareket Analiz Sistemleri

#### *Denge ve Postüral Kontrol Ölçümü*

Stabilometreler

Güç Platformu

#### *Kas uyarılmasındaki Gecikmenin Ölçümü*

Elektromyografik Analizler

Propriyosepsiyon ve kinestetik duyunun değerlendirilmesinde primer olarak kullanılan iki test yöntemi vardır.

Bunlar;

- a) Hareket hissi için pasif hareketin başlangıç zamanını algılama (Kinestezi)
- b) Eklem pozisyon hissi için açısal pozisyonu tahmin etme (Repozisyon) (127, 157, 167).

**Pasif hareketin başlangıç zamanını algılama metodu,** Kişin üst ekstremitesi sisteme yerleştirilir. Sistem düşük derecelere hareket etmeye başlar. Kişi hareketin meydana geldiğini algıladığında, elindeki kontrol düğmesine basarak dirseğinin hareket ettiğini belirtir. Fleksiyona ya da ekstansiyona doğru hareketin oluşması 0,5°/sn'lik açısal sapma ile meydana gelir.

**Eklem pozisyon hissini ölçen testler,** aktif ve pasif olarak pozisyonlamayı tekrarlama şeklinde değerlendirilir. Klinisyen başlangıçta ekstremitayı hedeflenen açıya getirir ve burada hastanın bu pozisyonu hatırlaması için minimum 10 saniye beklenir. Ardından ekstremita başlangıç pozisyonuna alınır. Hastadan ekstremitasını aktif olarak tekrar hedef açıya getirmesi yada pasif olarak daha önce belirlenen açıya ulaştığında belirtmesi istenir. Hedef açıdan sapma (açısal hata) kaydedilir. Aktif pozisyonlama (ekstremitayı aktif olarak önceden belirlenen açıya tekrar getirme kabiliyeti) kas ve kapsüller reseptörlerin yeteneğini ölçerken, buna karşın pasif pozisyonlama primer olarak kapsüller reseptörlerin yeteneğini ölçer (168). Eklem pozisyon hissi testi için standart bir protokol bulunmamaktadır. Ayrıca açısal ölçüm, başlangıç referans açısı, aktif veya pasif pozisyonlama, açık (oturarak) yada kapalı (ayakta) kinetik halka için çok fazla değişim göstermektedir (128).

### **1- Eklem pozisyon hissini ölçen testler**

#### *Reprodüksiyon Testleri:*

İncelenecek eklem, aktif veya pasif olarak, önceden belirlenmiş hedef açıya getirilir. Hedef açıda bir süre bekletilir, başlangıç noktasına geri dönülür. Daha sonra kişiden hedef açıyı, aktif (aktif repozisyonlama) veya pasif (pasif repozisyonlama) olarak tekrar bulması istenir. Kişinin bulduğu açı ile hedef açı arasındaki fark kayıt edilir. Reprodüksiyon testleri hasta ayakta, oturur pozisyonda veya yatarak yapılabilir. İzokinetik dinamometre veya elektrogonyometreler kullanılabilir. Deriden geçen impulsu elimine etmek amacıyla pnömotik splint kullanılabilir (169).

### *Görsel Analog Model Yöntemi:*

Farklı açılarda eklem pozisyonlanır ve kişi aktif ya da pasif olarak bu açılarını yeniden oluşturmaya çalışır. Değerlendirme elektrogonyometre veya başka düzenekler yardımıyla yapılabilir. Algılanan pozisyonel açı görsel analog model üzerinde gösterilir (170).

## **2- Kinestezi duyusunu ölçen testler**

### *Eşik Testleri:*

Kinestezi pasif eklem hareketinin algılama eşiğinin belirlenmesi ile ölçülür. İncelenen eklem, önceden belirlenmiş bir açıya getirilir. Test edilecek eklem bir cihaz aracılığı ile bu noktadan yavaş (0–2 derece/sn) sabit açısal hızda hareket ettirilir. Kişi hareketin başladığı anı hissettiğinde cihazı durdurur, belirlenmiş açı ile cihazı durdurduğu açı arasındaki fark kayıt edilir. Bu açılarda eklem reseptörlerinden Ruffini ve Golgi tendon organı gibi sonlanmaları selektif uyarılırken kas reseptörleri minimal uyarılır (171, 172).

### **Nörofizyolojik Testler**

#### *Refleks Kas Aktivasyonu:*

Propriosepsiyonun parametrelerinden olan kuvvet-gerilim hissi ise, yeniden kuvvet oluşturma yöntemi ile değerlendirilmektedir. Tercih edilen method, kontralateral ekstremite eşleştirmesidir. Yeniden kuvvet oluşturma yöntemi, genellikle maksimal istemli izometrik kontraksiyonun bir yüzdesi olarak belirlenen bir kuvvetin tekrar oluşturulmasıyla uygulanır. Kuvvet eşleştirmesi aynı ekstremitede yapılabileceği gibi kontralateral ekstremite için de uygulanabilir. Araştırmacılar genelde sadece bir açıda yeniden kuvvet oluşturma yöntemini uygulayarak çalışmışlardır. Ancak, kas gerilimi ve kuvvetini tekrar oluşturabilme yeteneği, kasın farklı uzunluklarında değişebilmektedir. Bu yüzden yeniden kuvvet oluşturma yönteminin kasın farklı uzunluklarında yapılması daha doğru olacaktır (173-176). Pozisyon veya hız değişikliğini mekanoreseptörler tarafından algılayan eklem, agonist/antagonist kas kontraksiyonu ile bu duruma uyum sağlar. Bu durumda farklı kaslardaki kas aktivasyonunu ve kasların reaksiyon zamanını incelemek propriyosepsiyonu objektif olarak değerlendirmeye olanak sağlar. Hamstring refleks kontraksiyon latansı bu şekilde ölçülür. Bu amaçla elektromyografi kullanılmaktadır (177).

#### *Somatosensoryel Uyarılmış Potansiyeller:*

Somatosensoryel uyarılmış potansiyeller periferik sinirlerin mekanik veya elektriksel uyarılara yanıt olarak ortaya çıkan kortikal potansiyelleridir; arka kolondan beyin korteksine ulaşırlar. Proprioseptif uyarılarda arka kolonda taşınmaktadır (178).

## 6.8. İskelet Kasının Uyarılması

### Sinir – Kas Kavşağı

İskelet kas lifleri, omuriligin ön boynuzunun büyük motor nöronlarından başlayan büyük miyelinli sinir lifleri ile innerve edilir. Her sinir lifi normalde birçok kez dallanır ve üç ila birkaç yüz iskelet lifini uyarır. Sinir ucu, kas lifiyle sinir-kas kavşağı denilen bir bağlantı yapar ve aksiyon potansiyeli kas lifleri boyunca her iki yöne yayılır (179-181).

### Sinir – Kas Kavşağının Fizyolojik Anatomisi (Motor Son Plak)

Büyük miyelinli sinir lifi ile iskelet kas lifi arasındaki sinir-kas kavşağı bulunur. Sinir lifi uç kısmında terminal dallara ayrılır ve kas lifinin içine doğru girer, fakat lifin plazma membranının dışında kalırlar. Bu yapının tamamına **motor son plak** denir. Kendisini etrafındaki sıvılardan ayıran bir veya daha fazla Schwann hücresi ile çevrilmiştir (179-181). Akson terminalindeki mitokondriler, başlıca asetilkolin sentezi için gerekli enerjiyi sağlar. Asetilkolin kas lifini uyarır. Sinaptik aralığa tutunan asetilkolinesteraz enzimi ile asetilkolin parçalanır. Nöromüsküler bağlantıya uyarı geldiğinde asetilkolin serbestlenir, uyarı sinapsın diğer tarafına geçer, kas lifinde elektriksel bir potansiyel oluşturur. Bu potansiyele eksite edici postsinaptik potansiyel denir. O sinire bağlı kas lifini uyarır ve motor ünite potansiyelini oluşturur. Medulla spinalisten çıkan motor sinirler değişik motor üniteleri uyarırlar, kas lifleri de değişik sinir liflerinden uyarı alırlar. Eğer uyarıcı postsinaptik potansiyel çok küçükse motor nöron depolarize olmaz, kas lifi kasılamaz. Uyarıcı postsinaptik potansiyel belli bir seviyeye gelince depolarizasyon oluşur, ilgili kas lifi kasılır(Hep yada Hiç Yasası) (179-181).

### 6.9. Motor Birim (Ünite)

İskelet kaslarını innerve eden spinal motor nöronların aksonları, birden çok kas lifini innerve etmek için dallara ayrılır. Tek motor nöronun uyarısına yanıt olarak kasılabilecek en küçük kas miktarı, tek bir kas lifi olmayıp, bu nöron tarafından uyarılan liflerin tümüdür. Her motor nöron ve innerve ettiği kas lifleri bir motor birim (ünite) oluşturur. Örneğin el kasları ve göz hareketini sağlayan kaslar gibi, ince derecelendirilmiş, kesin hareketle ilgili kaslarda, bir motor birimde 3-6 kas lifi bulunur. Her spinal motor nöron sadece bir tür kas lifini innerve ettiğinden bir motor birimdeki kas liflerinin tümü aynı tiptir. Innerve ettikleri kas lifinin tipi ve sarsı kasılmalarının süresine göre motor birimler hızlı-yavaş olarak ikiye ayrılır. Genelde yavaş kasılan kas birimleri; ince, yavaş iletim yapan motor nöronlarla innerve edilirken, hızlı kasılan kas birimleri; iri, hızlı iletim yapan motor nöronlarla innerve edilir (Boyut ilkesi). Kalın bacak kaslarında, çoğu hareket için önce küçük, yavaş motor birimler görev alır. Yorgunluga dirençlidir.En sık kullanılan birimlerdir. Çok daha kolayca yorulan hızlı kasılan kas birimleri genellikle, çok daha güçlü hareketler için devreye girerler (179-181).

## **6.10. İzokinetik Egzersiz ve İzokinetik Test**

### **6.10.1. Genel Bilgiler:**

İzokinetik egzersiz, 1960'ların sonlarında James Perrine tarafından tanıtılmış olup egzersiz çalışmasında ve rehabilitasyonda bir devrim olarak nitelendirilmiştir. İzokinetik egzersiz sabit hızda ( $1^\circ/\text{sn}$ 'den yaklaşık  $1000^\circ/\text{sn}$ 'ye kadar) ve uygun dirençte kas kasılması anlamına gelir. İzokinetik egzersiz, eklem hareket açıklığı (ROM) boyunca her noktada kasa maksimum kapasitede yük bindirebilen tek egzersiz şeklidir (182-184).

İzokinetik direnç egzersizi şu amaçlarla kullanılabilir:

Konsantrik ve Eksantrik Yüklenme

Kas Performansının Geliştirilmesi

Sporcuların ve Hastaların Fonksiyonel Değerlendirilmesi

Maksimal Dinamik Kas Yüklenmesi

Nöronal Aktivasyon ve Kas Liflerinin Adaptasyonu

Spesifik Açılarda Çalışma Yapılması

Hız Spektrum Çalışmaları

Kasın Fonksiyonel Olarak Test Edilmesi (184).

### **6.10.2. İzokinetik Egzersizin Avantajları**

Kas grupları izole olarak test edilebilir ve çalıştırılabilir.

Güvenilir ve objektif sonuçlar elde edilip dökümanete edilebilir.

Değişik açısal hızlarda egzersiz yapılabilir

Kas gücü artışı ve daha çabuk kas gelişimi için daha yüksek açısal hızlarda çalışılabilir (185).

Kasın dinamik olarak maksimum kapasitede tüm eklem hareket açıklığı boyunca yüklenebildiği tek egzersiz yöntemidir. Yani verimli bir yöntemdir.

Kişi hiçbir zaman kendi verdiği dirençten daha fazlabir dirençle karşılaşmaz çünkü karşı direnç kişinin uyguladığı güce eşittir. Bu açıdan güvenlidir.

Kullanılan cihazın güvenilirliği ve geçerliliği vardır.

Fizyolojik testin güvenilirliği vardır.

Kişinin kas kasılma miktarını bilgisayar ekranından takip edilebilmesi, maksimal yüklenmeye olanak sağlar (185).

### **6.10.3. İzokinetik Egzersizin Dezavantajları**

Pahalıdır ve Laboratuvar koşulları gerektirir.

Eğitimli personel ihtiyacı vardır.

Değişik eklem ve açılar için ayarlamalar sırasında vakit kaybı yaşanır.

Birden fazla eklem test edilir ancak vakit kaybı yaşanır (185).

### **6.10.4. İzokinetik Test ve İzokinetik Egzersizin Kontrendikasyonları**

#### **6.10.4.1. Kesin Kontrendikasyonlar**

Akut strain (muskulotendinöz dokularda) veya sprain (kontraktil olmayan dokularda) durumunda,

Testin veya egzersizin yumuşak doku iyileşmesini kısıtlayabileceği dönemlerde (örnek: ameliyatın hemen sonrası gibi),

Şiddetli ağrı oluşması durumunda,

Eklem hareket açıklığının çok fazla kısıtlı olduğu durumlarda,

Ödem çok fazla ise,

Eklem instabilitesi mevcutsa izokinetik test ya da egzersiz kontrendikedir (185).

#### **6.10.4.2. Göreceli Kontrendikasyonlar**

Subakut strain yada kronik 3. derece sprain,

Ağrı,

Hafif ROM kaybı,

Ödem,

Eklem laksitesi (185).

### **6.10.5. İzokinetik Egzersize Açısal Hızın Etkisi**

Alt ekstremitenin test edilmesi ve rehabilitasyonu sırasında, değişik açısal hızlarda çalışmanın çok çeşitli sonuçları vardır. İzokinetik dirençli egzersizler:

ROM boyunca maksimal yüklenmeye,

Değişik hızlarda egzersiz yapılabilmesine,

Konsantrik/Eksantrik kas aktivitesine,

Kapalı-açık kinetik halka egzersizlerinin yapılabilmesine olanak sağlamaktadır.

Örnek olarak, diz ekstansörlerinin yavaş açılardaki çalışmalarında, daha yüksek hızlara göre, daha geniş eklem hareket açıklığında daha fazla kuvvet artışın saptandığı rapor edilmiştir (186). Yüksek hızlarda yapılan kas çalışmalarında, kasın yüksek hız gerektiren aktivitelerdeki maksimal kuvveti artmakta, motor öğrenme cevabı gelişmekte ve eklem kompresyon güçleri artmaktadır. Egzersiz uzmanları, izokinetik egzersizleri değişik hızlarda kullanarak değişik aktivitelere yakın çalışma olanağı elde edebilmektedirler (184).

#### 6.10.6. İzokinetik Verilerin Değerlendirilmesinde Kullanılan Parametreler

İzokinetik dinamometre ile sayısal olarak ve gerektiğinde grafiksel olarak gösterilebilen temel parametreler şunlardır:

**Kuvvet:** Bir cisme uygulanan itme ya da çekme şeklindeki dış kaynaklı etkidir. Birimi Newton'dur.

**Moment:** Kas kuvvetinin eklemde hareket oluşturabilme etkisinin vektöryel büyüklük olarak ifadesidir. Birimi Newton-metredir.

**Tork:** Bir cismi bir eksen etrafında döndürmek amacıyla uygulanan kuvvetin ölçütüdür. Kaldıraç kolu uzunluğu ile kaldıraç koluna dik uygulanan kuvvetin çarpımına eşittir. Birimi Newton-metre'dir.

**Maksimal Tork(Peak Torque):** Belli bir açısal hızda tüm eklem hareket açıklığı içindeki ölçümlerde elde edilen en yüksek tork değeridir. Kas gücü kapasitesinin değerlendirilmesinde en geçerli yöntemdir. Birimi Newton-metre'dir (187).

**Maksimal Tork / Vücut Ağırlığı Oranı (PT/BW):** Maksimal torkun vücut ağırlığı ile normalize edilmiş oranıdır. Karşılaştırmalarda kullanılır.

**Açısal Hız:** Birim zamandaki açısal yer değiştirmedir. Birimi derece/saniye'dir (187).

**Pik Tork:** İzokinetik kasılma eğrisi üzerindeki maksimum tork (kuvvet) değeri.

**Açıya özel Tork:** ROM içinde belli bir açıdaki tork değeri.

**Tork İvmelenme Enerjisi (TAE):** Saniyenin 1/8 (0,125)'inde yapılan toplam iş.

**Resiprokal İnnervasyon Zamanı:** Agonist kontraksiyonun bitiş zamanında antagonist kontraksiyonun başlangıcına kadar geçen süre .

**Kuvvet Düşüş Değeri:** Tork eğrisinin düşüğe geçişi.

**Toplam iş:** Tork eğrisinin altındaki toplam iş hacmi (G) (182, 185).

### **6.10.7. İzokinetik Değerlendirmede Kullanılan Parametrelerin Genel Yorumlanması**

Bilateral karşılaştırma

Tek ekstremitenin değerlendirilmesi

Kiloya göre tork değeri

Toplam bacak/kol gücü değeri

Sağlıklı sedanter veya sağlıklı sporcu değerleriyle karşılaştırma (185).

### **6.11. İzometrik Egzersiz ve İzometrik Test**

#### **6.11.1. Genel Bilgiler**

İzometrik veya statik dirençli egzersiz çalışması kasın boyunda herhangi bir değişikliğin olmadığı fakat kas geriminin arttığı kas aktivitesidir. Kelime anlamı olarak izometrik, aynı veya sabit (izo) uzunluk (metrik) demektir. Meydana getirilen kas gücü kütleyi hareket ettirmede yetersiz kalır. Bu tip direnç egzersizi; duvar, jimnastik değneği veya kişinin maksimum kapasitesini aşan ağırlıklara karşı yapılır (188, 189, 190). İzometrik egzersizler aynı zamanda kas hacmi ve gücünü geliştirir. Bu tip egzersizde yorgunluk daha az miktarda görülür (189). Kas güç artışının gerçekleşmesi için genellikle kas gerimi altında üç ile on saniye süresince tutulmalıdır (191).

İzometrik egzersiz eğitiminde 2 değişik yöntemden yararlanılabilir:

#### **A) Maksimum Düzeyde Tek Kontraksiyonla Sürdürülen İzometrik Egzersizler**

Bu tarz izometrik kontraksiyon, kasın maksimum izometrik gücünün tümünü uygulayarak kontraksiyona geçmesi ve yorulana kadar kontraksiyonu sürdürmesi olarak tanımlanır. Bu tip kasılmada, kas içinde aşırı bir basınç artışı gerçekleşir ve kas içi kan ve lenf dolaşımı engellenir. Sonuç olarak, kasılma için gerekli enerji anaerobik enerji transfer yollarından sağlanır. Kasılmanın erken dönemlerinden itibaren laktik asit birikimi başlar. Bu maksimal kontraksiyon tüm motor ünitelerin maksimal düzeyde ateşlenmelerini gerektirir ve %100 maksimal kontraksiyon düzeyinde kas yorgunluğu oluşur, bu nedenle kasılma süresi kısa olmalıdır.

#### **B) Submaksimal -Tekrarlı Kısa Kontraksiyonlarla Sürdürülen İzometrik Egzersizler**

Bu tip egzersizlerde, kontraksiyon gücü maksimum istemli kas kasılmasıyla oluşan kas gücünün %70'inin altına düşmemelidir. Önerilen eğitim programı 20 saniyelik dinlenme dönemlerini izleyen 5-6 saniye süreli submaksimal izometrik kontraksiyonların ard arda 20-30 kez tekrarlanması şeklindedir. Bu tip kas kasılması ile elde edilen kas kuvveti artışı, tek maksimum kontraksiyon ile elde edilen kas kuvveti artışından çok farklı değildir ve oluşan kas hipertrofisi de daha azdır. İzometrik egzersiz programını ve izometrik kas testini izokinetik



dinamometrede yapmak mümkündür (190). İzometrik kas testi kas gücünü tek bir ROM noktasında değerlendirir. Bu ölçümün yapıldığı test metodlarından bir diğeri manuel kas testidir. Manuel kas testinin sonuçları daha subjektif olduğundan, objektif sonuç için izokinetik dinamometreden yararlanır. Bu testin izokinetik dinamometrede yapılması daha objektif sonuçların ortaya konmasını sağlar (182).

### **6.11.2. İzometrik Egzersizin Avantajları**

Eklem hareketinin istenmediği durumlarda rehabilitasyonun erken fazlarında kullanılır.

Egzersiz yapılan açılarda güçte artış meydana gelir

Çalışılan açılarda  $\pm 10^\circ$ ’lik fizyolojik geçiş etkisi gösterir. Güçlenme bu aralıkta oluşur (190).

### **6.11.3. İzometrik Egzersizin Dezavantajları**

Maksimum kasılma boyunca eklemde sıkıştırma (kompresif) kuvveti oluşur.

Tüm eklem hareket açıklığını geliştirmek için birçok açıda çalışılmalıdır.

Çalışma anında kan basıncı yükselir (190).

## **6.12. Propriyosepsiyonunu Etkileyen Faktörler**

### **6.12.1. Genel Bilgiler**

Pozisyon ve hareket duyusu eklem etrafındaki kapsül, kas, ligaman, periost ve deriden kaynaklanan afferent duyu ile sağlanır. Bu nedenle bu yapılardaki hasarlanma ya da hastalıklar propriyosepsiyonu etkileyecektir. Nörolojik hastalığı olan kişiler daha büyük amplitüdlerde ve daha sık repozisyon hataları yapmaktadırlar (192). Diabet propriyosepsiyonu azaltır. Özellikle diabetiklerde ayak bileği eklemine anlamlı ölçüde reproduksiyonun azaldığı gösterilmiştir (178). Yaşlanma ile de propriyosepsiyonun azaldığı ve yaşlanmanın normal bir parçası olduğu gösterilmiştir (193-197). Osteoartrit, romatoid artrit ve ligaman hasarında da propriyosepsiyon azalmaktadır (193, 194). Kas yorgunluğu da propriyosepsiyonu etkilemektedir (198). Breysleme, kutanöz reseptörleri uyardığı için ekstremitelerde pasif pozisyon duyusunu iyileştirmektedir (199).

Goldscheider ve ark. 1889, proksimal eklemlerin propriyoseptif hassasiyetinin distale göre daha düşük olduğunu ifade etmişlerdir.

Cilt gerilmeleri, kas vibrasyonları sonrası propriyosepsiyon etkilenmektedir (Collins *et al.* 2005). Bu açıdan travma sonrası ekstremitte dizilimin bozulması ve instabilite kaynaklı vibrasyonlar da propriyosepsiyonu etkileyebilme potansiyeline sahiptir (147, 148).

Ayrıca cilt gerginliğinin katkısını çalışmak üzere yapılan çalışmalarda hareketle uygun olmayan cilt gerginliği simülasyonlarının pozisyon hissini etkilediği gösterilmiştir. Ciddi operasyon skarlarının etkisi bu açıdan göz önünde bulundurulabilir bir etkidir (156, 200).

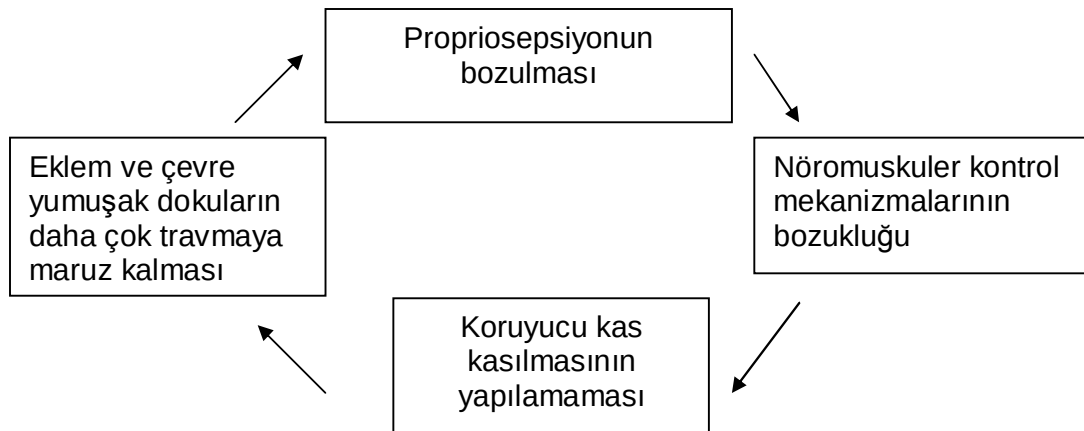
Bunun yanı sıra görsel geri bildirim yolu açık ise, görsel bilgiler ile propriyoseptif bilgiler uyumsuzluk gösteriyorsa, beyin görsel bilgileri referans olarak karar verir. Ayrıca bu şekildeki uyumsuzluk durumlarında hata ihtimali artabilmektedir (201, 202). Görsel olarak spesifik olan sağ tarafın daha çok etkilenmesi ve propriyoseptif olarak spesifik olmuş sol tarafın daha az etkilenmesi bu şekilde açıklanabilir (203-207)

Propriyosepsiyon için travma ve cerrahi ciddi bir yanıltıcı etkidir.

Propriyoseptif paternler gelişen teknoloji ve bilgi birikiminin eşliğinde daha net ortaya konulup, bu patternler belirli kas gruplarına stimulatorler aracılığıyla iletildiğinde sensorimotor rehabilitasyon için oldukça yararlı cihazlar oluşturulabilir (125, 208).

Daha objektif ve doğru propriyosepsiyonel sonuçlar elde edebilmek için yanıltıcı ve yandaş bilgi girişi elimine ederek propriyosepsiyon yolunu izole bırakabilmemiz gerekmektedir. Bu şekilde daha keskin analizler yapılabilir, daha etkin cerrahi ve fiziksel rehabilitasyon protokolleri geliştirilebilir (204).

Propriyoseptif sistemin yetersiz çalışması, nöromusküler kontrolün yeterli düzeyde yapılamamasına, koruyucu kas aktivitesinin yerine getirilememesine ve eklem stabilizasyonunun bozulmasına neden olabilir. Bu durumda, eklem dışarıdan gelecek travmatik uyarılara karşı savunmasız kalır. Eklem yapılarının artarak maruz kaldığı bu travma propriyosepsiyonun kaynağı olan mekanoreseptörlerinde yapısal olarak bozulmasına neden olacak, böylece propriyosepsiyon daha da bozulacaktır (209).



**Şekil 56: Propriyoseptif duyu yetersizliği ve nöromusküler kontrolün bozukluğunun muhtemel mekanizması (209).**

Bu nedenle proprioseptif duyu kayıplarının giderilmesi amacıyla özel egzersiz programlarına ihtiyaç vardır. Proprioseptif rehabilitasyon programının amacı, kompleks bir hareket yapılırken, hiç düşünmeden bu hareketin yapılabilmesini sağlamaktır. Bu nedenle açık ve kapalı kinetik zincir egzersizleri bir sıra dahilinde rehabilitasyon programında yerelmalıdır.

#### **6.12.2. Yaşlanmanın ve İnstabilitenin Propriyosepsiyon Üzerine Etkisi**

Yaşlanma ve yaralanma propriyosepsiyon hissinin azalması ile ilişkilidir (127, 195-197).

Kaplan ve ark. (210) ve Skinner ve ark. (211) yaptıkları çalışmalarda, düşme insidansındaki artış ve eklem dejenerasyonu sonucunda hareket hissinde azalmanın olduğu durumlarda propriyosepsiyonda da kayıplar olduğunu göstermişlerdir.

Kaplan ve Skinner buna ilave olarak, düzenli fiziksel aktivitenin, kullanılmama atrofisinin nöromusküler sisteme olan etkisini azaltarak, yaşa bağlı olarak meydana gelen propriyosepsiyon duyularındaki kayıpları azalttığını bildirmişlerdir (210, 211).

Tekrarlanan mikrotravma veya tek travmatik olaya bağlı gelişen defisitler, eklemde nöromusküler cevapların bozulmasına sebep olan dejeneratif değişiklikler meydana getirir. Eklemde ağrı ve inflamasyon olması afferent mekanoreseptörlerin azalması sonucu nöromusküler aktivitede inhibitör etki yaratmaktadır (212, 213).

Hurley ve Newham (210), Sharma ve Pai (212) dejeneratif artiritli hastalarda artrojenik kas inhibisyonunu incelemişlerdir. Tam istemli kas kontraksiyonunu elde edebilme kabiliyetsizliğinin, eklem üzerine devam eden fazla yüklenme ve buna bağlı dinamik kontrolün azalması ve güç yitirmeden kaynaklandığını bildirmişlerdir.

Kapsüloligamentöz stabilite kaybının, yetersiz mekanoreseptör aktivitesine bağlı proprioseptif duyu yetersizliklerine yol açtığı gösterilmiştir (213).

İleri yaşın propriyosepsiyon üzerine olan etkisini araştıran hastalar üzerinde yapılan güncel çalışmalarda, bu hasta grubunda aslında adaptif rekaliibrasyon yeteneklerinin etkilenmemiş olduğu, sadece stratejik kontrol yeteneklerinin kortikal fonksiyonlarla paralel olarak azaldığı ve testlerde net propriyosepsiyon sonuçlarının bu nedenle azalmış olarak algılandığı ortaya konmuştur. Yeni adaptif süreçler yaşlılarda az ve yavaştır. Bu, proprioseptif sistemin adaptasyonundan çok, stratejik kortikal fonksiyonel potansiyelin azalmasına bağlıdır. Öğrenilmiş adaptif stratejilerin uygulanmasında yaşlılarda sıkıntı yok iken yeni öğrenim süreçleri ve bu yeni bilgilerin motor kararlara transferi yavaşlamaktadır. Korteks etkisiyle yapılan stratejik kontrol azalmış ancak sensorimotor rekaliibrasyon süreçleri etkilenmemiştir. Bununla beraber kişisel farklar, bireysel istisnalar olabilmektedir (195-197).

### 6.12.3. Yaralanmanın Propriyosepsiyon Üzerine Etkileri

Dengenin korunması, çeşitli sistemlerden gelen bilginin bir araya getirilmesini gerektirir. Bu sistemler görme, vestibuler ve propriyosepsiyondur. Bununla beraber, eğer propriyosepsiyon değişir ya da azalır, denge kabiliyeti de değişecektir (214).

Dejeneratif artrit; dizde ağrı, inflamasyon ve mekanoreseptör dejenerasyonu ve azalması, kas inhibisyonuna yol açar. Bunun sonucunda, yürüme ve ağırlık bindirme aktivitelerindeki fonksiyonel performans azalır. Ağrı ve kas aktivitesindeki azalma ile birlikte yetersiz ligamentöz gerilime yol açan eklem aralığındaki daralma, propriyosepsiyon ve nöromüsküler kontrol için gerekli afferent sinyallerde kesilmeye yol açar (127).

Eklem replasmanının amacı eklem yüzeylerini iyileştirme, yumuşak dokuların gerginliğini yeniden sağlama ve son olarak da dinamik stabiliteyi yeniden kazandırmaktır. Barret ve ark. (127), ameliyattan 6 ay sonra hastaların pozisyon hislerinde belirgin düzelme olduğunu göstermişler ve eklem replasman ameliyatlarının eklem pozisyon hissini arttırabileceğini söylemişlerdir. Nöral duysal girdideki ve stabilitedeki azalma, birçok kişide normal günlük yaşam aktivitelerinde fonksiyonel yetersizliğe sebep olmaktadır (127). Dirsek çevresinde bulunan mekanoreseptörlerin, pozisyon değişikliği, hareket ve ekleme yük binmesi hakkında santral sinir sistemine bilgi sunduğu ve bunun da dirsek çevresindeki kasları uyarmakta, bu nedenle ligaman ve diğer yumuşak dokulara daha az stres binmektedir.

Sorunsuz hareket edebilmemiz ve pozisyon hissimizi koruyabilmemiz için agonist ve antagonist kas grupları dengeli çalışmalı ve intakt olmalıdır. Denge bozulursa amplitüd ve zamanlama hataları artmakta ve instabilite gelişmektedir (215).

### 6.12.4. Yorgunluğun Propriyosepsiyon Üzerine Etkileri

Yorgunluk propriyosepsiyon üzerinde etkin bir faktördür. Birincil olarak yorgunluk sonrası oluşan minimal kas hasarı propriyosepsiyonel fonksiyonları olumsuz etkilemekte ve kişide yorgun kaslarla elde edilen aktivite için daha fazla efor gerektiği hissi oluşmakta. İkincil olarak ise, bildiğimiz üzere pozisyon hissi primer olarak kas içciklerine bağlıdır (McCluskey 1978, Matthews 1988, Gandevia 1996). Yorgun olan kas grubunda aktivite sonrası kasın yeni uzunluğu, aktin – myozin arası yeni çapraz bağ oluşumu ile korunmakta ve kas içcikleri intrafusallı lifleri gevşek hale geçmektedir. Bunun sonucu olarak da deşarj eşiği yükselmekte ve pozisyon algı hassasiyeti düşmektedir. Kişi, yorulan kas grubunun aksi yönünde ekstremitelerini hareket ettirdiğinde, bir yandan da gevşek olan kas içciklerini germeye başlar ve deşarj oluşturacak açığa, yani eşiğe ulaşıldığında kişi pozisyonunu hissetmeye başlar. Sonuç olarak pozisyon, yorgun olan kas grubunun ters yönünde daha ileri

bir pozisyonudur. Bunun sonucu olarak da desarj eşiği yükselmekte ve pozisyon algı hassasiyeti düşmektedir. Kişiler ekstremitelerini yorgun kas grubunun ters yönünde daha ileri noktalarda hissederek, hata yapmaya başlarlar (140, 216, 217).

Kas yorgunluğu nöromusküler sistemin kuvvet üretme kapasitesini azaltmaktadır. Bu aslında eklemde laksite artışına bağlı olarak meydana gelmektedir (127). Skinner ve ark. (211), yorgunluk protokolü uyguladıkları dizde, protokol öncesi ve sonrası pozisyon hissini değerlendirmişler ve yorgunluk öncesi ve sonrası ölçümlerde eklem pozisyon hissinde belirgin azalmayı gösteren fark bulmuşlardır.

Myers ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, izokinetik dinamometre ile internal ve eksternal rotasyon egzersizi uygulanarak omuzda yorgunluk meydana getirmiş, egzersiz öncesi ve sonrası aktif pozisyon hissine bakılarak karşılaştırılmış, yorgunluk öncesi ve sonrası değerler arasında belirgin fark bulunmuştur (135).

Miura ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada lokal ve genel yorgunluğun propriyosepsiyon üzerine etkilerini araştırmışlardır. Lokal yorgunluk izokinetik dinamometre ile maksimum izokinetik diz fleksiyon ve ekstansiyon hareketi yaparak, genel yorgunluk ise 5 dakika koşu bandı üzerinde yapılan koşu ile oluşturulmuştur. Propriyosepsiyon, önceden belirlenen hedef açıdan sapma ile değerlendirilmiştir. Lokal yorgunluk sonrası ortalama açı hatasında belirgin değişiklik bulunamamıştır. Tam tersine genel yorgunluk sonrası açı hatasında belirgin olarak artış bulunmuştur (218).

Lattenzio ve arkadaşları kadın ve erkekten oluşan sağlıklı kişilerde, deneklerin  $\dot{V}O_2\text{max}$ 'ına uygun olarak 3 değişik bisiklet protokolü (rampa, sabit, interval) uygulamışlardır. Propriyosepsiyon değerlendirmesi ayakta, diz üzerine yük binerken elektrogonyometre ile yapılmıştır. Erkeklerde her üç protokol uygulanan kişilerde de ortalama açı hatası artmış, yani propriyosepsiyon olumsuz etkilenmiştir. Bayanlarda ise sabit ve interval program sonrası erkeklerdeki gibi sonuçlar elde edilmiş ancak rampa programı sonrası belirgin değişiklik bulunmamıştır (167).

#### **6.12.5. Egzersizin Propriyosepsiyona Etkileri**

Literatürdeki bazı çalışmalarda yaralanmalardan korunma kavramı ve propriyosepsiyon çalışması ile birlikte nöromusküler stabilizasyonun geliştirilmesi incelenmiştir. Ancak dirseğe spesifik propriyosepsiyon çalışmaları çok sınırlı sayıdadır. Bu nedenle diz ve ayak bileğine dair yapılan propriyosepsiyon çalışmaları incelenerek bir metaanaliz oluşturulabilir. Bu faktörlerin dirsek propriyosepsiyonuna etkisinin araştırılması gerekliliğini gündeme getirmektedir.

Propriyosepsiyon ve güçlendirici egzersizlere yönelik yapılan bir prospektif çalışmada 600 amatör futbolcuyu 3 sezon boyunca takip edilerek sporcuların ön çapraz bağ yaralanma sıklığını belirlemek üzere bir gruba ilerleyici propriyosepsiyon egzersiz programı uygulanmıştır. Kontrol grubuna ise her zamanki güçlendirici egzersiz programını uygulanmıştır. Sonuçta propriyosepsiyon egzersizi yapan grupta, ön çapraz bağ lezyonu görülme oranı belirgin olarak düşük bulunmuştur (127).

Allen ve ark. 2007, White & Prouse 2009, çalışmalarına göre, bir kasın durumu (egzersiz ya da şekillendirme yapılmış olup olmaması, yorgun olup olmaması, gerginken gevşemiş ya da gevşerken gerilmiş olması) pozisyon hissini etkilemektedir. Kas içiği kasın durumuna göre desarj eşiklerini düzenleyerek santrale afferent impuls gönderme oranlarını düzenler (151-154).

#### **6.12.6. Obezitenin Propriyosepsiyon Üzerine Etkileri:**

Obezite, vücut yağ oranının artması, davranış, endokrin ve metabolik değişikliklerle karakterize kompleks, genetik, endokrin, psikolojik, sedanter yaşam ve çevresel bir çok etkenin rol oynadığı multifaktöriyel bir hastalıktır (219). Aşırı kilo artışının osteoartritle ilişkisi, edinilen yeni vücut özelliklerine sekonder eklem biyomekaniğinin değişmesi, sedanter yaşamla gelen egzersizden uzak hayatın propriosepsif fonksiyonları baskılaması kaçınılmazdır (220-223). Ayrıca obezite, eklemlerde yüksek basınç ve gerilime neden olarak mekanoreseptörler üzerinde kompresyon ve deformasyon yaratmakta ve bu şekilde propriosepsiyonu etkileyebilme potansiyeline sahiptir (222, 223).

#### **6.13. El Fleksör Kavrama Kuvveti:**

Günlük yaşam etkinliklerimizdeki bağımsızlık, ince motor becerilerimizi kullanabilme düzeyimizle yakından ilişkilidir. Burada önemli bir yer tutan el işlevlerimizi değerlendirmek, uygun rehabilitasyon programını seçmek açısından önem taşımaktadır. El işlevlerinin değerlendirilmesinde farklı yöntemler olmak beraber, öncelik elin motor kavrama gücünün belirlenmesidir. El kavrama gücünün normal değerlerini inceleyen çalışmalar vardır ancak kesin bir değer vermek mümkün değildir. Ancak yaşlılarda Jamar dinamometresi ile yapılan, el kavrama gücü daha düşüktür (Resim 7). Bu açıdan Jamar el kavrama gücü değerlendirmesi günlük yaşam aktivitesinin bir parametresi olabilir (224-227).



**Resim 6: Jamar El Fleksör Kavrama Gücü Dinamometresi**

El, üst ekstremitenin fonksiyonelliğini etkileyen en önemli komponentlerindendir. El fonksiyonları içerisinde kavrama, günlük yaşam aktivitelerinin devamlılığı için önemli bir fonksiyondur (228). Bu sebeple kavrama kuvveti üst ekstemite performansının değerlendirilmesinde objektif bir ölçüm olarak kabul edilmektedir (229).

Yapılan çalışmalar, el kavrama kuvvetinin üst ekstemite kas kuvveti ile korele olmasının yanı sıra genel vücut kas kuvveti, ön kol hacmi, ön kol uzunluğu, ön kol çevre ölçümü ve el boyutları ile yaş, vücut kitle indeksi (VKİ), boy uzunluğu ile de ilişkili bulunmuştur. VKİ ve ön kol hacminin/ön kol uzunluğuna oranı arttıkça Jamar değerleri de artmaktadır (230).

Peterson ve ark yaptıkları bir çalışmada dominant elin, nondominant ele göre %10 daha fazla kavrama kuvvetine sahip olduğunu bulmuşlardır (231). Armstrong ve arkadaşları ise dominant ve nondominant el arasında %0,1-%0,3 fark bulmuşlardır (232). Peterson ve arkadaşlarının gösterdiği %10 kuralı sadece sağ elini dominant olarak kullanan kişiler için geçerli olurken, sol eli dominant olan kişilerde iki elde de el kavrama kuvveti eşittir (231). Jamar el dinamometresi, Amerikan El Terapistleri Derneği tarafından el kavrama kuvvetinin ölçümünde tavsiye edilen, altın standart olarak kabul edilen geçerlilik ve güvenilirliği kanıtlanmış bir yöntemdir (233).

## **7. MATERYAL VE METOT:**

Çalışmaya Dokuz Eylül Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Acil Servisine 2000-2010 yılları arasında dirsek travması ile başvuran hastalar arasından sağ tarafını baskın olarak kullananlar seçilerek, dirsek muayene ve ileri incelemeleri sonucunda radius başı kırığı tespit edilen, operasyon endikasyonu konmuş olan Mason tip 2, 3 ve 4 radius başı kırığı olan, 20-70 yaş arası, kadın ve erkek, toplam 35 hasta alındı. Yapılacak retrospektif vaka-kontrol çalışması için Dokuz Eylül Üniversitesi etik kurulundan onay alındı. Araştırmaya alınan hastalara çalışmanın amacı, süresi, önemi, uygulama şekli ve oluşabilecek problemler ve çekilecek kontrol röntgenogramlarının radyasyon risklerine dair ayrıntılı yazılı ve sözlü bilgi verilerek katılmak istediklerine dair “Gönüllü Bilgilendirme ve Onam Formu” alındı (Ek 1).

Hasta seçimi yapılırken çalışmaya alınma kriterlerine sahip olmalarına dikkat edildi. Propriosepsiyon ölçümüne kognitif ve entellektüel açıdan uyum sağlamayacak olan, kontrolsüz diyabet ve tiroid hastalığı, herhangi bir nörolojik ya da propriosepsiyonu etkileyebilecek kas iskelet sistemi hastalığı olan hastalar çalışma dışı bırakıldı. Tiroid ve diyabet hastalığına dair hastaların son 3 ay içerisindeki kontrol değerleri referans alındı. Bu kriterlere göre; 1 hasta karşı taraf el bileği seviyesinde amputasyon reimplantasyonu geçirmiş olup, 1 hasta multipl skleroz, 4 hasta eşlik eden aynı taraf dirsek olekranon kırığı, 2 hasta eşlik eden aynı taraf radius shaft kırığı, 1 hasta ileri derece servikal diskopati, 1 hasta kontrolsüz diabetes mellitus, 1 hasta testlere ileri derece kooperasyon zayıflığı, 1 hasta ise kontrol röntgenogramında ileri derece heterotopik ossifikasyon nedeniyle inceleme dışı bırakıldı ve toplam 23 hasta ile testlere devam edildi.

Hastaların son ortopedik kontrolleri yapılarak, anamnezleri alınarak yaş, cinsiyet, boy ve kiloları, klinik durumları, ek hastalık, ilaç kullanma durumları, madde bağımlılığı (alkol, sigara vb.) kullanma durumları kaydedildi. Bilateral üst ekstremité muayeneleri yapılarak hipermobilité yönünden değerlendirildi. Açısız inklinometre ile Pronasyon-supinasyon, fleksiyon-ekstansiyon hareket genişlikleri, gonyometre ile valgus açıları ölçüldü (Resim 8). Ardından fonksiyonel ve propriyoseptif değerlendirme için DASH (Disabilities of Arm, Shoulder and Hand) ve Mayo Dirsek Performans formları doldurularak, skorları hesaplandı (Ek 2-3). Röntgenogramları alınarak çalışmaya alınma kriterleri açısından son kez kontrol edildi. Jamar dinamometre ile el fleksör kas kuvveti ölçümü yapıldı (Resim 7). Cybex İzokinetik Norm Dinamometre ile pik tork-açısız repozisyonlama parametreleri değerlendirildi (Resim 8).





**Resim 7: Açısal İnklinometre**

Propriyosepsiyon ölçümünde; Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Anabilim dalı bünyesinde bulunan, sessiz ve sakin bir odada muayeseli olarak her iki taraf dirsek 90 derecede, ön kol nötral pozisyonda iken Jamar dinamometre ile el parmakları fleksör kavrama gücüne bakıldı. Dirsek için ise; Cybex Norm İzokinetik Dinamometre kullanıldı. Proprioseptif ölçüm için kinestezi ve pozisyon hissi değerlendirildi. Hastalar Cybex izokinetik test ve tedavi cihazında sırt üstü yatırılıp ölçüm yapılan kolu, dirsek 90 derece fleksiyona ve omuz 30 derece abduksiyon pozisyonuna alındı, dirseğin fleksiyon eksenini ile cihazın fleksiyon ekseninin örtüşmesine dikkat edildi. Cihaz kolu uzunluğu hasta ekstremité uzunluğuna göre her hastaya özgü olarak ayarlandı ve hem sağ hem de sol dirsek ilk olarak 60 derece, sonra 90 derece hastaya öğretilerek sırasıyla 60 ve 90 derece pasif sonra aktif repozisyonlama test edildi. Daha sonra 120 ve 180 derece fleksör ve Ekstansör pik tork değerleri test edildi. Testler arasında 5 dakikalık molalar verildi. Görsel ve işitsel uyarıların azaltılması için göz bandı ve kulaklık kullanıldı, duyuşal uyarıları da azaltmak için ekstremité pnömotik splint içine alındı. Dirseğin fleksiyon eksenini ile cihazın fleksiyon ekseninin örtüşmesine dikkat edildi. Pozisyon hissi aktif ve pasif olarak, omuz 30 derece abduksiyonda, 60 ve 90 derecede test edildi. Cihaz dirseği sabit başlangıç açılarında başlamak suretiyle fleksör yönde  $5^{0/sn}$  ve  $10^{0/sn}$  şeklinde değişen hızlarda hareket ederek öğrenilmesi gereken hedef açılara getirdi ve kol 10 saniye o pozisyonda tutularak, hastadan bu hedef dereceleri öğrenmesi istendi. Öğretme işlemi üç kez tekrarlandı. İleri yaş nedeniyle kognitif fonksiyonlar açısından yetersiz olduğu görülen 1 hasta dışlanırken, yeterli kognitif uyum gösterebilen 1 ileri yaş hasta dahil edildi. Öğretme işleminin ardından cihaz kolunu hedef açığa pasif olarak hareket ettirirken o dereceye geldiğini hissettiğinde elindeki butona bastı ve hedef dereceyi hissettikleri noktada cihazı durdurdu. Hastaların bulduğu açı ile öğretilen açı arasındaki açısal hata belirlenerek *pasif*

*repozisyonlama* saptandı. Daha sonra hastadan öğrendiği açığa bu kez kendisi cihazı hareket ettirerek bulması istendi ve yine aradaki açısal hata belirlenerek *aktif repozisyonlama* belirlendi. Tüm testler dominant ve non-dominant kollarda olmak üzere üç kez tekrarlandı, açısal sapma ve pik tork değerlerin ortalaması alındı. Araştırmada elde edilen veriler, SPSS (Statistical Package For Social Sciences) 15.0 programında oluşturulan veri tabanına girildi ve verinin istatistiksel analizleri yine aynı program ile yapıldı. Sürekli değişkenlerin ve alt gruplarına ait ortalama, standart sapma, medyan, minimum, maksimum değerleri, sınıfsal değişkenlerin frekans sayıları ve yüzdeleri sunuldu. Sürekli değişkenlerin tümü ve alt gruplarının normal dağılıma uygunluğu araştırıldı. Gerek grafiksel araştırma gerekse normallik testleri ve örnek çapı göz önünde bulundurularak değişkenlerin tümünde normal dağılıma uygunluk koşullarının sağlanmadığına kararı verildi. Değişkenlerin gruplar arası karşılaştırmalarında non-parametrik yöntemler olan Mann-Whitney U testi, eşleşmiş verilerin karşılaştırmaları ise Wilcoxon Signed Ranks Testi ile yapıldı. Sayısal değişkenler arasındaki ilişkiye non parametrik korelasyon yöntemi olan Sperman rho yöntemi ile bakıldı. Sınıflanmış değişkenler açısından yapılan karşılaştırmalarda Ki-kare test yöntemlerinden yararlanıldı. Tüm testler %95 güven düzeyinde çift taraflı olarak yapıldı, alfa hata payı 0,05 olarak belirlenip, p değeri 0,05 değerinden küçük olduğu durumlarda gruplar arası fark istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Gruplara ait sayısal değişkenlerin grafiği medyan, minimum ve maksimum değerleri ve çeyreklikler halindeki dağılımını gösteren box-plot yöntemi ile, frekans dağılımlarının grafiksel sunumu ise histogram ile yapılarak güncel literatür eşliğinde yorumlanmıştır.



**Resim 8: CYBEX cihazında Proprioseptif Değerlendirme Örneği**

### **7.1. Çalışmaya Alınma Kriterleri :**

20- 70 yaş arası sağ dominant olmak

Tip 2, 3 ve 4 radius başı kırığı geçirmiş olmak

Cerrahi tedavi ve fizik tedavi-rehabilitasyonlarını tam ve aynı protokolle Dokuz Eylül Üniversitesi hastanesinde almış ve aynı sürelerde dirsek mobilizasyonuna başlamış olmak

Bilateral omuz, dirsek, el bileğinde ek travma, operasyon öyküsü olmamak

### **7.2.Çalışmadan Dışlanma Kriterleri:**

Kırık geçirilmiş tarafta daha önceden geçirilmiş operasyon, kırık/travma öyküsü olmak

Kırık geçirilmemiş tarafta daha önceden geçirilmiş operasyon, kırık/travma öyküsü olmak

İşitme, nörolojik hastalığı ya da hipermobilitesi olmak

KontROLSÜZ diabetes mellitus ve tiroid hastalığı olmak

Cybex Ölçümüne engel olabilecek ileri derece ciddi kalp hastalığı, nefes darlığı olmak

## **8.BULGULAR VE SONUÇLAR:**

Çalışmaya dahil edilen Mason tip 2, 3 ve 4 radius başı kırığı tanısı almış 23 hastanın yaş, cinsiyet, travma tipi ve özelliği, baskın-kırık taraf özellikleri, kırık tipi, tedavi özellikleri, test sonuçlarına dair demografik bilgiler tablolarda sunulmaktadır (Tablo 1, 2).

Çalışmaya 18 erkek, 5 kadın, toplam 23 hasta alındı. Hastaların yaş ortalaması 47,13  $\pm$  12,82 yıl, VKİ ortalaması 28,24  $\pm$  3,77 kg/cm<sup>2</sup> idi. Ölçümler bilateral olarak, hastaların kırık taraf ile sağlam tarafları karşılaştırılarak yapıldı. Hastaların 14 (%60,9)'ü sol taraf, 9 (%39,1)'u sağ taraf kırığı idi. 23 hastanın tümü sağ kolunu baskın olarak kullanan hastalardı. 9 (%39,1) hastada sağ, 14 (%60,9) hastada ise sol taraf kırığı mevcut idi. Toplam 10 (%43,5) hastaya Radius başı Protezi, 8 (%34,8) hastaya Osteosentez (Açık Redüksiyon + İnternal Fiksasyon), 5(%21,7) hastaya ise Radius başı eksizyonu uygulanmıştı. Hastaların tümünün yaralanma nedeni düşme olup, 7 hasta yüksekten düşme [Minimum 1m, Maksimum 5m (Ortalama 1,6m)], 2 hasta spor sırasında koşarken düşme sonucu yaralanmıştı. Hastaların yaralanma sonrası operasyon üzerinden geçen süre Minimum 2, Maksimum 10, Ortalama 4,3 yıl idi. 14 (%60,9) hasta izole radius başı kırığı, 9(%39,1) hasta kompleks radius başı kırığı idi. 9 kompleks kırıklı hastanın 6'sında ek yaralanma olarak sadece MKL rüptürü mevcut olup, 3'ünde ise MKL rüptürü ve Tip 3 Koronoid kırığı mevcut idi. Koronoid kırığı ve MKL rüptürü olan bu 3 kompleks kırıklı hastanın 2'sinde ise dirsek Posterior subluksasyonu mevcut idi. Kırık şiddetine göre yapılan sınıflamada 9 (%39,1) hastada Hafif (Tip 2), 14 (%60,9) hastada Ağır (Tip 3-4), Mason sınıflandırmasına göre ise 9 (%39,1) hastada Tip 2, 7 (%30,4) hastada Tip 3 ve 7 (%30,4) hastada Tip 4 kırık mevcut idi. Çalışmaya dahil edilen hiçbir hastada ipsilateral ya da kontralateral ekstremiteye yönelik ek ortopedik travma ya da patoloji, kırık taraf el bileği semptom ya da patolojisi, geçirilmiş cerrahi müdahale, periferik, santral ya da diskojenik nörolojik patoloji bulunmamaktadır. Hastaların bilgilendirilmesi, onamlarının alınması ardından, anlatılan testlere optimal uyum sağlayabilecek entelektüel ve kognitif koopereasyona sahip hastalarla, cerrahi müdahale, takip ve postoperatif rehabilitasyonlarını Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi'nde almış olan hastalarla devam edilmiştir.

**Tablo 1: Demografik Özellikler :**

|                                                | N    |       | Ortalama | Ortalama<br>Standard Hata | Standard<br>Sapma | Medyan | Minimum | Maksimum |
|------------------------------------------------|------|-------|----------|---------------------------|-------------------|--------|---------|----------|
|                                                | SATI | EKSİK |          |                           |                   |        |         |          |
| Yaş                                            | 23   | 0     | 47,13    | 2,67                      | 12,82             | 49,00  | 20      | 70       |
| Boy                                            | 23   | 0     | 173,89   | 1,62                      | 7,44              | 173,00 | 162     | 189      |
| Kilo                                           | 23   | 0     | 85,47    | 3,02                      | 13,83             | 83,00  | 61      | 124      |
| VKI kg/cm2                                     | 23   | 0     | 28,24    | 0,79                      | 3,77              | 28,00  | 22      | 38       |
| DASH Skor                                      | 23   | 0     | 17,17    | 3,08                      | 14,77             | 12,50  | 0,00    | 50,80    |
| Mayo Skor                                      | 23   | 0     | 87,61    | 2,10                      | 10,07             | 85,00  | 60      | 100      |
| Jamar Skor (Sağ)                               | 23   | 0     | 34,90    | 3,39                      | 16,26             | 38,00  | 4,00    | 60,00    |
| Jamar Skor (Sol)                               | 23   | 0     | 31,89    | 3,58                      | 17,18             | 36,00  | 1,30    | 68,30    |
| Sağ-Fleksör (120 Peak Torque)                  | 23   | 0     | 25,48    | 2,49                      | 11,92             | 27,00  | 9       | 54       |
| Sağ-Ekstansör (120 Peak Torque)                | 23   | 0     | 25,13    | 2,72                      | 13,05             | 26,00  | 9       | 71       |
| Sol-Fleksör (120 Peak Torque)                  | 23   | 0     | 25,22    | 1,91                      | 9,14              | 26,00  | 11      | 44       |
| Sol-Ekstansör (120 Peak Torque)                | 23   | 0     | 23,57    | 2,01                      | 9,62              | 24,00  | 10      | 43       |
| Sağ-Fleksör (180 Peak Torque)                  | 23   | 0     | 21,39    | 2,16                      | 10,37             | 22,00  | 9       | 44       |
| Sağ-Ekstansör (180 Peak Torque)                | 23   | 0     | 22,48    | 2,31                      | 11,06             | 22,00  | 9       | 58       |
| Sol-Fleksör (180 Peak Torque)                  | 23   | 0     | 20,43    | 1,57                      | 7,52              | 20,00  | 9       | 33       |
| Sol-Ekstansör (180 Peak Torque)                | 23   | 0     | 20,74    | 1,85                      | 8,89              | 20,00  | 8       | 40       |
| Sağ-Aktif (60 derece açı yakalama sapması)     | 23   | 0     | 2,84     | 0,29                      | 1,37              | 2,50   | 1,00    | 6,50     |
| Sağ-Pasif (60 derece açı yakalama sapması)     | 23   | 0     | 3,01     | 0,27                      | 1,30              | 3,00   | 1,00    | 6,50     |
| Sol-Aktif (60 derece açı yakalama sapması)     | 23   | 0     | 2,67     | 0,34                      | 1,61              | 2,50   | 0,50    | 6,75     |
| Sol-Pasif (60 derece açı yakalama sapması)     | 23   | 0     | 2,89     | 0,26                      | 1,25              | 2,75   | 1,00    | 5,75     |
| Sağ-Aktif (90 derece açı yakalama sapması)     | 23   | 0     | 2,75     | 0,28                      | 1,36              | 2,75   | 1,00    | 5,50     |
| Sağ-Pasif (90 derece açı yakalama sapması)     | 23   | 0     | 2,90     | 0,20                      | 0,98              | 2,75   | 1,25    | 4,75     |
| Sol-Aktif (90 derece açı yakalama sapması)     | 23   | 0     | 2,98     | 0,31                      | 1,48              | 3,00   | 0,75    | 6,00     |
| Sol-Pasif (90 derece açı yakalama sapması)     | 23   | 0     | 3,04     | 0,24                      | 1,13              | 3,25   | 0,75    | 4,75     |
| Flexor 120 Farkı (sağlam taraf- kırık taraf)   | 23   | 0     | 2,70     | 1,57                      | 7,51              | 0,00   | -5,00   | 29,00    |
| Extensor 120 Farkı (sağlam taraf- kırık taraf) | 23   | 0     | 4,87     | 1,57                      | 7,54              | 4,00   | -6,00   | 28,00    |
| Flexor 180 Farkı (sağlam taraf- kırık taraf)   | 23   | 0     | 1,22     | 1,34                      | 6,40              | -1,00  | -7,00   | 21,00    |
| Extensor 180 Farkı (sağlam taraf- kırık taraf) | 23   | 0     | 4,26     | 1,52                      | 7,30              | 4,00   | -8,00   | 25,00    |
| Aktif 60 Farkı (sağlam taraf- kırık taraf)     | 23   | 0     | -0,29    | 0,30                      | 1,45              | -0,25  | -2,25   | 3,50     |
| Pasif 60 Farkı (sağlam taraf- kırık taraf)     | 23   | 0     | -0,42    | 0,38                      | 1,85              | -0,50  | -3,75   | 3,50     |
| Aktif 90 Farkı (sağlam taraf- kırık taraf)     | 23   | 0     | -0,29    | 0,34                      | 1,64              | -0,50  | -3,00   | 4,25     |
| Pasif 90 Farkı (sağlam taraf- kırık taraf)     | 23   | 0     | -0,53    | 0,29                      | 1,38              | -0,50  | -3,25   | 2,25     |
| Jamar Skor (Kırık)                             | 23   | 0     | 31,23    | 3,45                      | 16,54             | 36,00  | 1,30    | 56,30    |
| Jamar Skor (Sağlam)                            | 23   | 0     | 35,56    | 3,49                      | 16,76             | 37,70  | 4,00    | 68,30    |
| Jamar Skor Farkı (Sağlam Taraf-Kırık Taraf)    | 23   | 0     | 4,33     | 3,26                      | 15,63             | 5,00   | -25,70  | 56,55    |
| Kırık-Fleksör (120 Peak Torque)                | 23   | 0     | 24,00    | 1,98                      | 9,48              | 26,00  | 9       | 44       |
| Sağlam-Fleksör (120 Peak Torque)               | 23   | 0     | 26,70    | 2,40                      | 11,49             | 26,00  | 11      | 54       |
| Kırık-Ekstansör (120 Peak Torque)              | 23   | 0     | 21,91    | 1,99                      | 9,54              | 20,00  | 9       | 43       |
| Sağlam-Ekstansör (120 Peak Torque)             | 23   | 0     | 26,78    | 2,64                      | 12,67             | 25,00  | 11      | 71       |
| Kırık-Fleksör (180 Peak Torque)                | 23   | 0     | 20,30    | 1,66                      | 7,98              | 22,00  | 9       | 36       |
| Sağlam-Fleksör (180 Peak Torque)               | 23   | 0     | 21,52    | 2,09                      | 10,00             | 19,00  | 9       | 44       |
| Kırık-Ekstansör (180 Peak Torque)              | 23   | 0     | 19,48    | 1,77                      | 8,51              | 18,00  | 8       | 37       |
| Sağlam-Ekstansör (180 Peak Torque)             | 23   | 0     | 23,74    | 2,29                      | 11,00             | 22,00  | 12      | 58       |
| Kırık-Aktif (60 derece açı yakalama sapması)   | 23   | 0     | 2,90     | 0,33                      | 1,59              | 2,50   | 0,50    | 6,75     |
| Sağlam-Aktif (60 derece açı yakalama sapması)  | 23   | 0     | 2,61     | 0,29                      | 1,39              | 2,25   | 0,50    | 6,50     |
| Kırık-Pasif (60 derece açı yakalama sapması)   | 23   | 0     | 3,16     | 0,25                      | 1,20              | 3,00   | 1,00    | 5,75     |
| Sağlam-Pasif (60 derece açı yakalama sapması)  | 23   | 0     | 2,74     | 0,27                      | 1,31              | 2,50   | 1,00    | 6,50     |
| Kırık-Aktif (90 derece açı yakalama sapması)   | 23   | 0     | 3,01     | 0,29                      | 1,40              | 2,75   | 0,75    | 6,00     |
| Sağlam-Aktif (90 derece açı yakalama sapması)  | 23   | 0     | 2,72     | 0,30                      | 1,43              | 2,75   | 1,00    | 5,50     |
| Kırık-Pasif (90 derece açı yakalama sapması)   | 23   | 0     | 3,24     | 0,22                      | 1,07              | 3,25   | 1,25    | 4,75     |
| Sağlam-Pasif (90 derece açı yakalama sapması)  | 23   | 0     | 2,71     | 0,20                      | 0,97              | 2,50   | 0,75    | 4,75     |

**Tablo 2: Hasta Gruplarına ve Test Sonuçlarına Dair Genel Bilgiler :**

| Yaş                             |                     |         |       |              |                |
|---------------------------------|---------------------|---------|-------|--------------|----------------|
|                                 |                     | Frekans | Oran  | Geçerli Oran | Kümülatif Oran |
| DEĞER                           | <= 30               | 1       | 4,3   | 4,3          | 4,3            |
|                                 | 31 - 40             | 7       | 30,4  | 30,4         | 34,8           |
|                                 | 41 - 50             | 4       | 17,4  | 17,4         | 52,2           |
|                                 | 51 - 60             | 7       | 30,4  | 30,4         | 82,6           |
|                                 | 61 - 70             | 4       | 17,4  | 17,4         | 100,0          |
|                                 | Toplam              | 23      | 100,0 | 100,0        |                |
| Cinsiyet                        |                     |         |       |              |                |
|                                 |                     | Frekans | Oran  | Geçerli Oran | Kümülatif Oran |
| DEĞER                           | Erkek               | 19      | 82,6  | 82,6         | 82,6           |
|                                 | Kadın               | 4       | 17,4  | 17,4         | 100,0          |
|                                 | Toplam              | 23      | 100,0 | 100,0        |                |
| Kırık Taraf                     |                     |         |       |              |                |
|                                 |                     | Frekans | Oran  | Geçerli Oran | Kümülatif Oran |
| DEĞER                           | Salı                | 17      | 69,6  | 69,6         | 69,6           |
|                                 | Sağ                 | 9       | 35,1  | 35,1         | 100,0          |
|                                 | Toplam              | 26      | 100,0 | 100,0        |                |
| Kırık-Baskın taraf uyumu        |                     |         |       |              |                |
|                                 |                     | Frekans | Oran  | Geçerli Oran | Kümülatif Oran |
| DEĞER                           | Baskın taraf kırığı | 9       | 39,1  | 39,1         | 39,1           |
|                                 | Pasif taraf kırığı  | 14      | 60,9  | 60,9         | 100,0          |
|                                 | Toplam              | 23      | 100,0 | 100,0        |                |
| Hafif / Ağır                    |                     |         |       |              |                |
|                                 |                     | Frekans | Oran  | Geçerli Oran | Kümülatif Oran |
| DEĞER                           | Hafif (1-3)         | 9       | 39,1  | 39,1         | 39,1           |
|                                 | Ağır (3-4)          | 14      | 60,9  | 60,9         | 100,0          |
|                                 | Toplam              | 23      | 100,0 | 100,0        |                |
| Mason Kırık Tip Sınıflandırması |                     |         |       |              |                |
|                                 |                     | Frekans | Oran  | Geçerli Oran | Kümülatif Oran |
| DEĞER                           | Tip-2               | 9       | 39,1  | 39,1         | 39,1           |
|                                 | Tip-3               | 7       | 30,4  | 30,4         | 69,6           |
|                                 | Tip-4               | 7       | 30,4  | 30,4         | 100,0          |
|                                 | Toplam              | 23      | 100,0 | 100,0        |                |
| Ezile-Kırıklok                  |                     |         |       |              |                |
|                                 |                     | Frekans | Oran  | Geçerli Oran | Kümülatif Oran |
| DEĞER                           | Ezile               | 14      | 60,9  | 60,9         | 60,9           |
|                                 | Kırıklok            | 9       | 39,1  | 39,1         | 100,0          |
|                                 | Toplam              | 23      | 100,0 | 100,0        |                |
| Maya Skoru                      |                     |         |       |              |                |
|                                 |                     | Frekans | Oran  | Geçerli Oran | Kümülatif Oran |
| DEĞER                           | 60 - 69             | 1       | 4,3   | 4,3          | 4,3            |
|                                 | 70 - 79             | 7       | 30,4  | 30,4         | 34,8           |
|                                 | 80 - 89             | 11      | 47,8  | 47,8         | 69,6           |
|                                 | 90 - 99             | 2       | 8,7   | 8,7          | 82,6           |
|                                 | >100                | 0       | 0,0   | 0,0          | 100,0          |
|                                 | Toplam              | 21      | 100,0 | 100,0        |                |
| Cerrahi Yöntem                  |                     |         |       |              |                |
|                                 |                     | Frekans | Oran  | Geçerli Oran | Kümülatif Oran |
| DEĞER                           | Ezile               | 19      | 82,6  | 82,6         | 82,6           |
|                                 | SKT + EF            | 3       | 13,0  | 13,0         | 95,6           |
|                                 | Plastik             | 1       | 4,3   | 4,3          | 100,0          |
|                                 | Toplam              | 23      | 100,0 | 100,0        |                |
| Cerrahi Yöntem                  |                     |         |       |              |                |
|                                 |                     | Frekans | Oran  | Geçerli Oran | Kümülatif Oran |
| DEĞER                           | Ah + Ef             | 9       | 39,1  | 39,1         | 39,1           |
|                                 | Plastik             | 4       | 17,4  | 17,4         | 56,5           |
|                                 | Plastik + Ankle     | 4       | 17,4  | 17,4         | 73,9           |
|                                 | Kompozit            | 3       | 13,0  | 13,0         | 86,9           |
|                                 | AKT + Kompozit      | 1       | 4,3   | 4,3          | 91,3           |
|                                 | Ankle               | 1       | 4,3   | 4,3          | 95,6           |
|                                 | Toplam              | 23      | 100,0 | 100,0        |                |

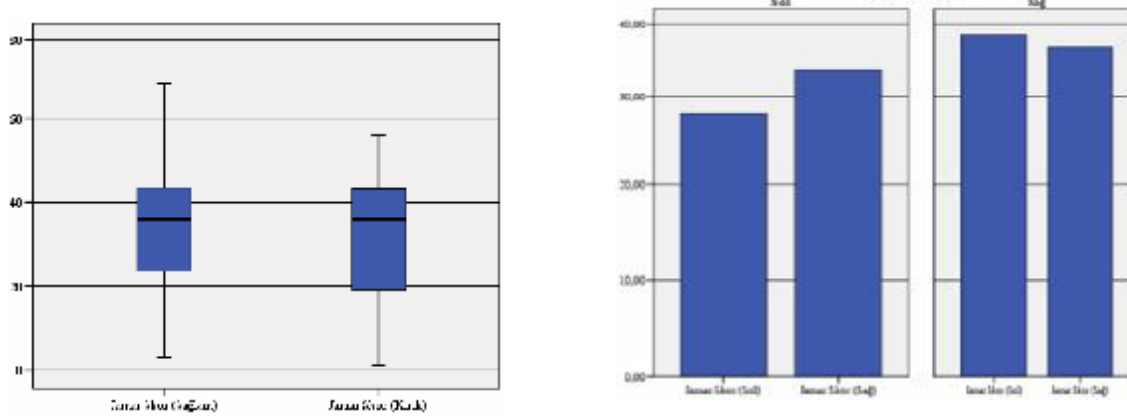
## KIRIK - SAĞLAM GRUPLAR ARASI BULGULAR:

Kırık ve sağlam taraflar arasında Jamar El Fleksör Kavrama Gücü açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0,447$ ) (Tablo 3, Grafik 1 ). Sağlam ve kırık taraflar arası  $60^\circ$  Aktif Repozisyon,  $120^\circ$  ve  $180^\circ$  Ekstansör Pik Tork değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir ( $p=0,045$ ,  $p=0,033$ ,  $p=0,017$ ) (Tablo 3,4, Grafik 2,3).

**Tablo 3: Kırık-Sağlam taraflar arası Jamar Skorları :**

|                     | N  | Ortalama | Standard Sapma | Median | Minimum | Maksimum | p     |
|---------------------|----|----------|----------------|--------|---------|----------|-------|
| Jamar Skor (Sağlam) | 23 | 33,85    | 16,39          | 36,00  | 3,00    | 68,30    | 0,447 |
| Jamar Skor (Kırık)  | 23 | 30,98    | 16,62          | 36,00  | 1,25    | 56,00    |       |

**Grafik 1: Kırık-Sağlam taraflar arası ve Sağ-Sol taraf kırıklarında Jamar Skorları :**



**Tablo 4: Kırık-Sağlam taraflar arası Repozisyon ve Pik Tork Sonuçları :**

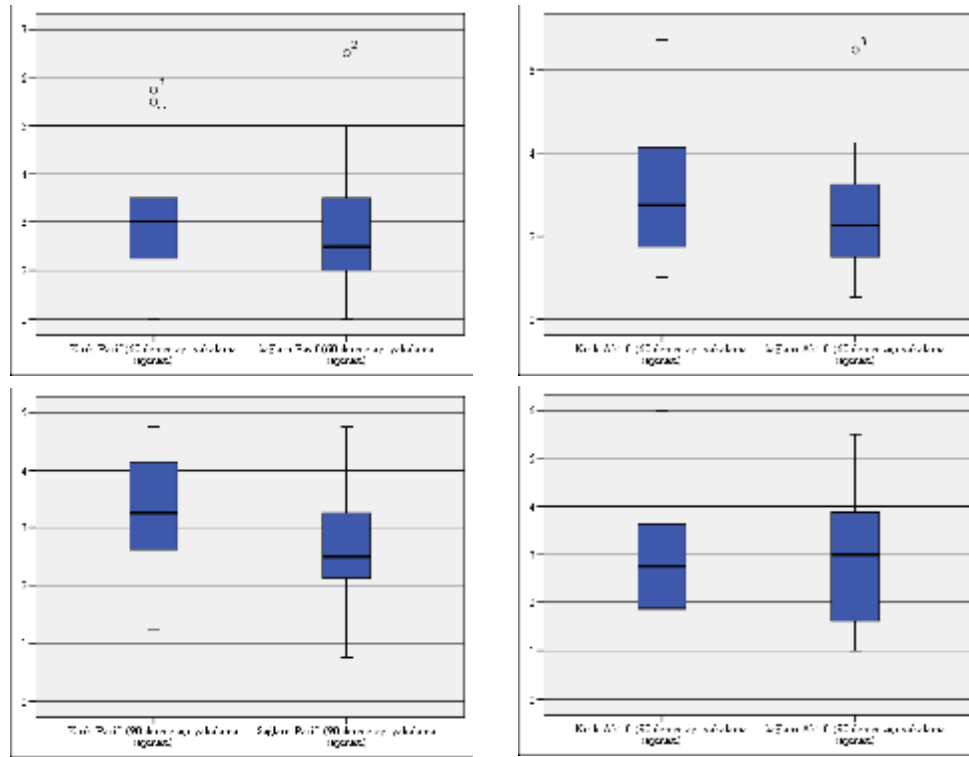
|                | Kırık-Aktif<br>(60 derece<br>açı yakalama<br>sapması) | Sağlam-Aktif<br>(60 derece<br>açı yakalama<br>sapması) | Kırık-Pasif<br>(60 derece<br>açı yakalama<br>sapması) | Sağlam-Pasif<br>(60 derece<br>açı yakalama<br>sapması) | Kırık-Aktif<br>(90 derece<br>açı yakalama<br>sapması) | Sağlam-Aktif<br>(90 derece<br>açı yakalama<br>sapması) | Kırık-Pasif<br>(90 derece<br>açı yakalama<br>sapması) | Sağlam-Pasif<br>(90 derece<br>açı yakalama<br>sapması) |
|----------------|-------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------|
| N              | 23                                                    | 23                                                     | 23                                                    | 23                                                     | 23                                                    | 23                                                     | 23                                                    | 23                                                     |
| Ortalama       | 3,05                                                  | 2,46                                                   | 3,08                                                  | 2,83                                                   | 2,88                                                  | 2,85                                                   | 3,22                                                  | 2,73                                                   |
| Standard Sapma | 1,519                                                 | 1,420                                                  | 1,280                                                 | 1,251                                                  | 1,420                                                 | 1,428                                                  | 1,077                                                 | 0,980                                                  |
| Median         | 2,75                                                  | 2,25                                                   | 3,00                                                  | 2,50                                                   | 2,75                                                  | 3,00                                                   | 3,25                                                  | 2,50                                                   |
| Minimum        | 1                                                     | 1                                                      | 1                                                     | 1                                                      | 1                                                     | 1                                                      | 1                                                     | 1                                                      |
| Maksimum       | 7                                                     | 7                                                      | 6                                                     | 7                                                      | 6                                                     | 6                                                      | 5                                                     | 5                                                      |

|                | Kırık El Fleksör<br>(120 Peak Torque) | Sağlam El Fleksör<br>(120 Peak Torque) | Kırık El Ekstansör<br>(120 Peak Torque) | Sağlam El Ekstansör<br>(120 Peak Torque) | Kırık El Fleksör<br>(180 Peak Torque) | Sağlam El Fleksör<br>(180 Peak Torque) | Kırık El Ekstansör<br>(180 Peak Torque) | Sağlam El Ekstansör<br>(180 Peak Torque) |
|----------------|---------------------------------------|----------------------------------------|-----------------------------------------|------------------------------------------|---------------------------------------|----------------------------------------|-----------------------------------------|------------------------------------------|
| N              | 22                                    | 22                                     | 22                                      | 22                                       | 22                                    | 22                                     | 22                                      | 22                                       |
| Ortalama       | 24,52                                 | 25,17                                  | 22,22                                   | 25,42                                    | 23,52                                 | 21,17                                  | 19,37                                   | 23,52                                    |
| Standard Sapma | 10,000                                | 11,133                                 | 9,191                                   | 13,722                                   | 8,312                                 | 7,555                                  | 5,955                                   | 11,245                                   |
| Median         | 20,00                                 | 23,25                                  | 20,00                                   | 26,25                                    | 20,25                                 | 18,25                                  | 16,25                                   | 23,25                                    |
| Minimum        | 9                                     | 11                                     | 9                                       | 11                                       | 2                                     | 3                                      | 3                                       | 12                                       |
| Maksimum       | 44                                    | 38                                     | 40                                      | 73                                       | 34                                    | 44                                     | 25                                      | 46                                       |

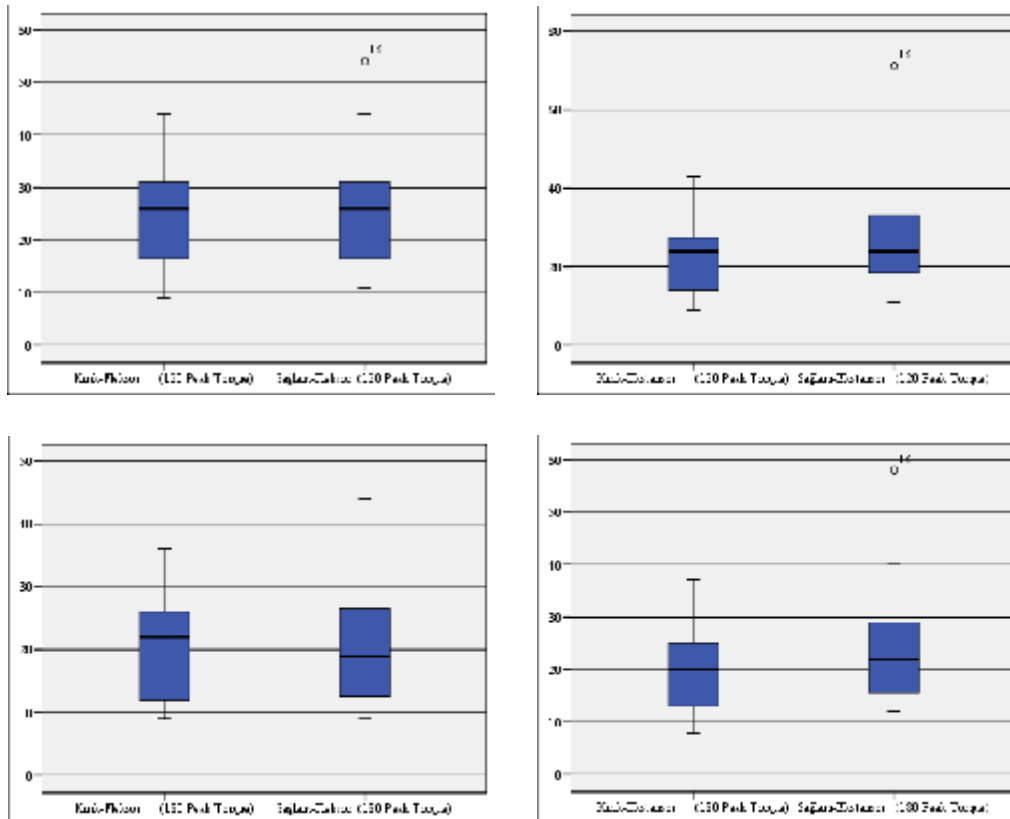
| Test İstatistikleri (p) |                                                                             |                                                                                 |                                                                             |                                                                                 |                                                                                                             |                                                                                                             |                                                                                                             |                                                                                                             |
|-------------------------|-----------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
|                         | Sağlam-Fleksiör<br>(120 Peak Torque)<br>Kırık-Fleksiör<br>(120 Peak Torque) | Sağlam-Ekstenziör<br>(120 Peak Torque)<br>Kırık-Ekstenziör<br>(120 Peak Torque) | Sağlam-Fleksiör<br>(180 Peak Torque)<br>Kırık-Fleksiör<br>(180 Peak Torque) | Sağlam-Ekstenziör<br>(180 Peak Torque)<br>Kırık-Ekstenziör<br>(180 Peak Torque) | Sağlam-Aktif<br>(60 derece açı)<br>yakalama sapması -<br>Kırık-Aktif<br>(60 derece açı)<br>yakalama sapması | Sağlam-Pasif<br>(60 derece açı)<br>yakalama sapması -<br>Kırık-Pasif<br>(60 derece açı)<br>yakalama sapması | Sağlam-Aktif<br>(90 derece açı)<br>yakalama sapması -<br>Kırık-Aktif<br>(90 derece açı)<br>yakalama sapması | Sağlam-Pasif<br>(90 derece açı)<br>yakalama sapması -<br>Kırık-Pasif<br>(90 derece açı)<br>yakalama sapması |
| Z                       | 0,7310                                                                      | 1,1562                                                                          | 0,5785                                                                      | 1,2996                                                                          | 2,4619                                                                                                      | 0,2900                                                                                                      | 0,0050                                                                                                      | 1,0050                                                                                                      |
| p                       | 0,4605                                                                      | 0,2508                                                                          | 0,5785                                                                      | 0,1929                                                                          | 0,0125                                                                                                      | 0,7692                                                                                                      | 0,9950                                                                                                      | 0,3129                                                                                                      |

1. \* Wilcoxon Signed Rank Test

**Grafik 2: Kırık-Sağlam taraflar arası Repozisyon Sonuçları :**



**Grafik 3,4: Kırık-Sağlam taraflar arası 120° ve 180° Pik Tork Sonuçları :**





### DOMİNANT –NONDOMİNANT GRUPLAR ARASI FARKLAR:

Sol (Non-dominant) tarafını kıran hastaların Sağ ve Sol tarafları arası Jamar skorlarında Wilcoxon yönteminde istatistiksel olarak anlamlı derecede fark bulunmuştur (p=0,026). Sağ (Dominant) tarafını kıran hastaların ise Sağ ve Sol tarafları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (p=0,635). Sol (Non-dominant) taraf kırıklarında Jamar skor medyan ve ortalama değerleri, Sağ (Dominant) taraftan düşük iken (Sol=29,50 lbs, Sağ=37,85lbs), Sağ (Dominant) taraf kırıklarında Jamar skor medyan değerleri, Sol (Non-dominant) taraftan daha yüksek değerlerdedir (Sağ= 40lbs, Sol=36,30lbs) (Tablo 5, Grafik 5).

**Tablo 5: Sağ-Sol taraf Jamar skorları :**

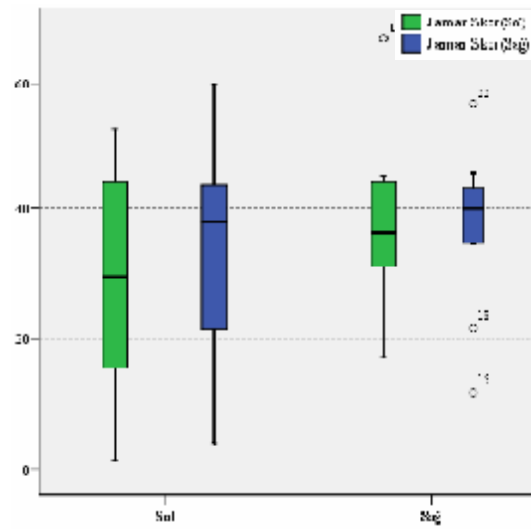
| Kırık Taraf |                          | Jamar Skor (Sağ) | Jamar Skor (Sol) |
|-------------|--------------------------|------------------|------------------|
| Sol         | N                        | 14               | 11               |
|             | Ortalama                 | 35,5000          | 27,6364          |
|             | Ortalama - Standart Hata | 4,91667          | 2,77273          |
|             | Medyan                   | 37,5000          | 28,5000          |
|             | Standard Çıkarma         | 12,37500         | 17,29167         |
|             | Minimum                  | 4,00             | 1,50             |
|             | Maximum                  | 62,00            | 32,00            |
| Sağ         | N                        | 9                | 9                |
|             | Ortalama                 | 36,8889          | 39,5556          |
|             | Ortalama - Standart Hata | 2,98767          | 2,81150          |
|             | Medyan                   | 40,0000          | 37,0000          |
|             | Standard Çıkarma         | 13,17713         | 12,43416         |
|             | Minimum                  | 17,00            | 20,00            |
|             | Maximum                  | 55,00            | 63,00            |

| Test İstatistikleri(b) |   |                                     |
|------------------------|---|-------------------------------------|
| Kırık Taraf            |   | Jamar Skor (Sol) - Jamar Skor (Sağ) |
| Sol                    | Z | -2,270(a)                           |
|                        | P | 0,026                               |
| Sağ                    | Z | -0,474(a)                           |
|                        | P | 0,635                               |

a. Pozitif değerlere göre  
b. Wilcoxon Signed Ranks Test

| Test İstatistikleri(b) |                    |
|------------------------|--------------------|
|                        | Jamar Skor (Kırık) |
| P                      | 0,000              |

**Grafik 5: Sağ-Sol taraf Jamar skorları :**



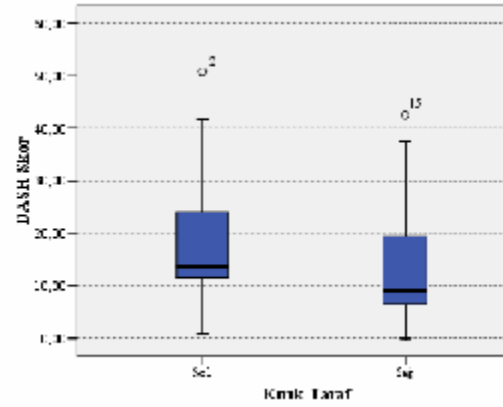
Kırık Taraf

Sağ (Dominant)-Sol (Non-dominant) taraf kırık gruplar arası DASH skorlarında Wilcoxon yönteminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (p=0,468). Sağ dominant hasta grubumuzda sağ taraf kırığı DASH skor ortalama ve medyan değerlerinde, sol taraf kırıklarına göre daha düşük (olumlu) sonuçlar elde edilmiştir. (Sağ=9,10 Sol=13,75) (Tablo 6, Grafik 6).

**Tablo 6, Grafik 6: Sağ-Sol taraf arası DASH skorları :**

|            | H                 | F                 | Kırık Taraf |          |
|------------|-------------------|-------------------|-------------|----------|
|            |                   |                   | Sol         | Sağ      |
|            |                   |                   | Ortalama    | Ortalama |
| DASH Skoru | Ortalama          | Ortalama          | 18,23,7     | 1,2777   |
|            | Ortalama Standart | Ortalama Standart | 5,58722     | 2,65572  |
|            | Ortalama          | Ortalama          | 19,7500     | 9,7500   |
|            | Standart Sapma    | Standart Sapma    | 14,00529    | 11,25233 |
|            | Minimum           | Minimum           | 6,20        | 0,00     |
|            | Maximum           | Maximum           | 24,20       | 22,55    |

| Test İstatistikleri (n)        |  | DASH Skoru |
|--------------------------------|--|------------|
| Mann-Whitney U                 |  | 31,000     |
| Wilcoxon W                     |  | 22,000     |
| Z                              |  | -0,750     |
| Asymptotic Sig. (2-tailed)     |  | 0,450      |
| Exact Sig. (2-tailed) (Supp.)  |  | 0,45000    |
| b. Grup Değişkeni: Kırık Taraf |  |            |

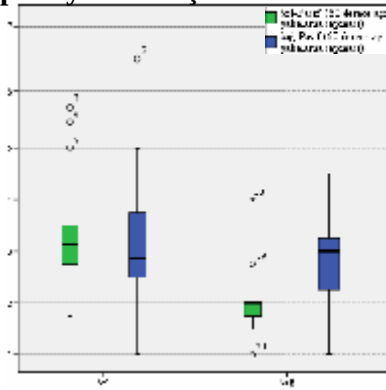


Sağ taraf dominant hasta grubunda, Sağ ve Sol tarafını kıran hasta grupları içinde sağ ve sol taraf arası 60-90 derece aktif-pasif repozisyon sonuçlarında Wilcoxon yönteminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). (Tablo 7, 8 Grafik 7, 8).

**Tablo 7, Grafik 7: Sağ-Sol taraf kırıkları arası 60° Repozisyon Sonuçları:**

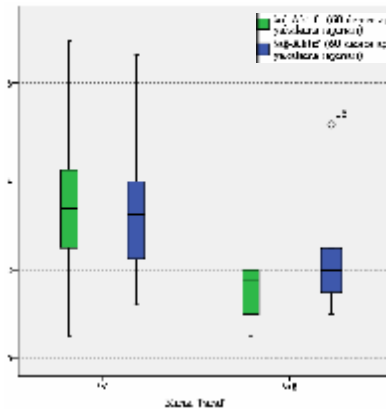
| Kırık Taraf | H                 | F                 | Sağ-Pasif (60 derece aç) |          | Sol-Pasif (60 derece aç) |          |
|-------------|-------------------|-------------------|--------------------------|----------|--------------------------|----------|
|             |                   |                   | Ortalama                 | Ortalama | Ortalama                 | Ortalama |
| 60°         | Ortalama          | Ortalama          | 1,7500                   | 1,7500   | 1,7500                   | 1,7500   |
|             | Ortalama Standart | Ortalama Standart | 1,7500                   | 1,7500   | 1,7500                   | 1,7500   |
|             | Ortalama          | Ortalama          | 1,7500                   | 1,7500   | 1,7500                   | 1,7500   |
|             | Standart Sapma    | Standart Sapma    | 1,7500                   | 1,7500   | 1,7500                   | 1,7500   |
|             | Minimum           | Minimum           | 1,7500                   | 1,7500   | 1,7500                   | 1,7500   |
| 90°         | Ortalama          | Ortalama          | 1,7500                   | 1,7500   | 1,7500                   | 1,7500   |
|             | Ortalama Standart | Ortalama Standart | 1,7500                   | 1,7500   | 1,7500                   | 1,7500   |
|             | Ortalama          | Ortalama          | 1,7500                   | 1,7500   | 1,7500                   | 1,7500   |
|             | Standart Sapma    | Standart Sapma    | 1,7500                   | 1,7500   | 1,7500                   | 1,7500   |
|             | Minimum           | Minimum           | 1,7500                   | 1,7500   | 1,7500                   | 1,7500   |

| Test İstatistikleri (n)               |     | Sol-Pasif (60 derece aç)   | Sol-Pasif (90 derece aç) | Sağ-Pasif (60 derece aç)   | Sağ-Pasif (90 derece aç) |
|---------------------------------------|-----|----------------------------|--------------------------|----------------------------|--------------------------|
| Kırık Taraf                           | Sol | Asymptotic Sig. (2-tailed) | 0,4500                   | Asymptotic Sig. (2-tailed) | 0,4500                   |
|                                       | Sağ | Asymptotic Sig. (2-tailed) | 0,4500                   | Asymptotic Sig. (2-tailed) | 0,4500                   |
| a. Asymptotic Sig. (2-tailed) (Supp.) |     |                            |                          |                            |                          |
| b. Exact Sig. (2-tailed) (Supp.)      |     |                            |                          |                            |                          |
| c. Wilcoxon Signed Rank Test          |     |                            |                          |                            |                          |

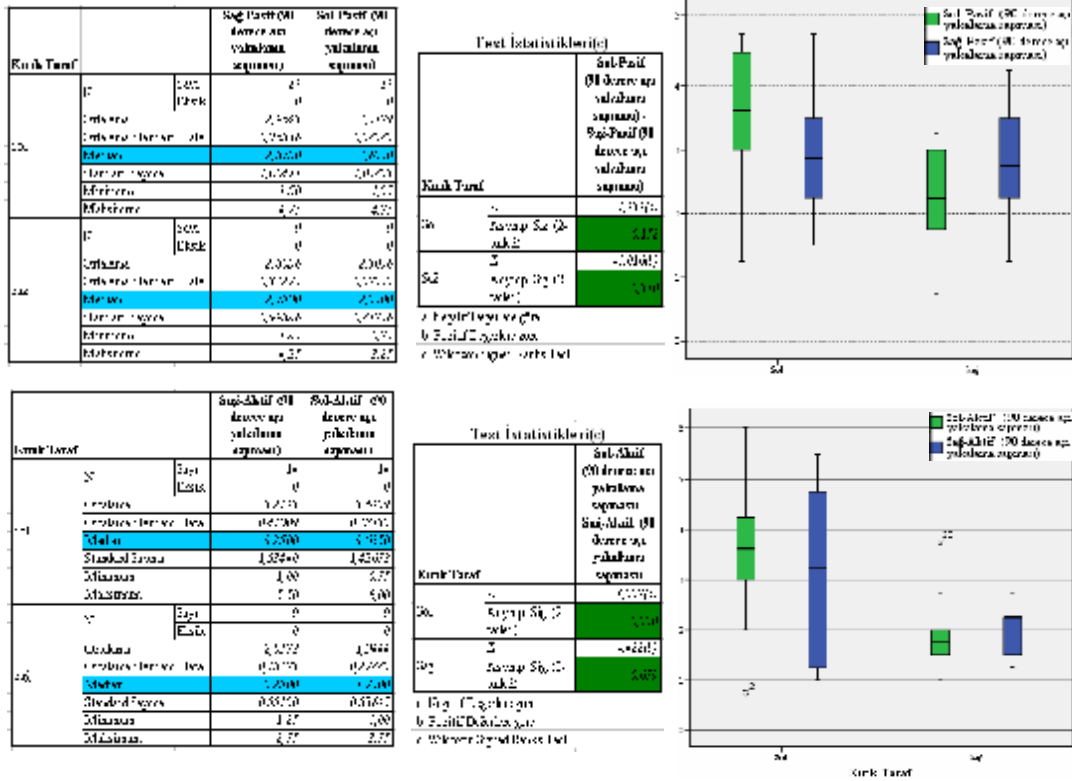


| Kırık Taraf | H                 | F                 | Sağ-Aktif (60 derece aç) |          | Sol-Aktif (60 derece aç) |          |
|-------------|-------------------|-------------------|--------------------------|----------|--------------------------|----------|
|             |                   |                   | Ortalama                 | Ortalama | Ortalama                 | Ortalama |
| 60°         | Ortalama          | Ortalama          | 1,7500                   | 1,7500   | 1,7500                   | 1,7500   |
|             | Ortalama Standart | Ortalama Standart | 1,7500                   | 1,7500   | 1,7500                   | 1,7500   |
|             | Ortalama          | Ortalama          | 1,7500                   | 1,7500   | 1,7500                   | 1,7500   |
|             | Standart Sapma    | Standart Sapma    | 1,7500                   | 1,7500   | 1,7500                   | 1,7500   |
|             | Minimum           | Minimum           | 1,7500                   | 1,7500   | 1,7500                   | 1,7500   |
| 90°         | Ortalama          | Ortalama          | 1,7500                   | 1,7500   | 1,7500                   | 1,7500   |
|             | Ortalama Standart | Ortalama Standart | 1,7500                   | 1,7500   | 1,7500                   | 1,7500   |
|             | Ortalama          | Ortalama          | 1,7500                   | 1,7500   | 1,7500                   | 1,7500   |
|             | Standart Sapma    | Standart Sapma    | 1,7500                   | 1,7500   | 1,7500                   | 1,7500   |
|             | Minimum           | Minimum           | 1,7500                   | 1,7500   | 1,7500                   | 1,7500   |

| Test İstatistikleri (n)               |     | Sol-Aktif (60 derece aç)   | Sol-Aktif (90 derece aç) | Sağ-Aktif (60 derece aç)   | Sağ-Aktif (90 derece aç) |
|---------------------------------------|-----|----------------------------|--------------------------|----------------------------|--------------------------|
| Kırık Taraf                           | Sol | Asymptotic Sig. (2-tailed) | 0,4500                   | Asymptotic Sig. (2-tailed) | 0,4500                   |
|                                       | Sağ | Asymptotic Sig. (2-tailed) | 0,4500                   | Asymptotic Sig. (2-tailed) | 0,4500                   |
| a. Asymptotic Sig. (2-tailed) (Supp.) |     |                            |                          |                            |                          |
| b. Exact Sig. (2-tailed) (Supp.)      |     |                            |                          |                            |                          |
| c. Wilcoxon Signed Rank Test          |     |                            |                          |                            |                          |

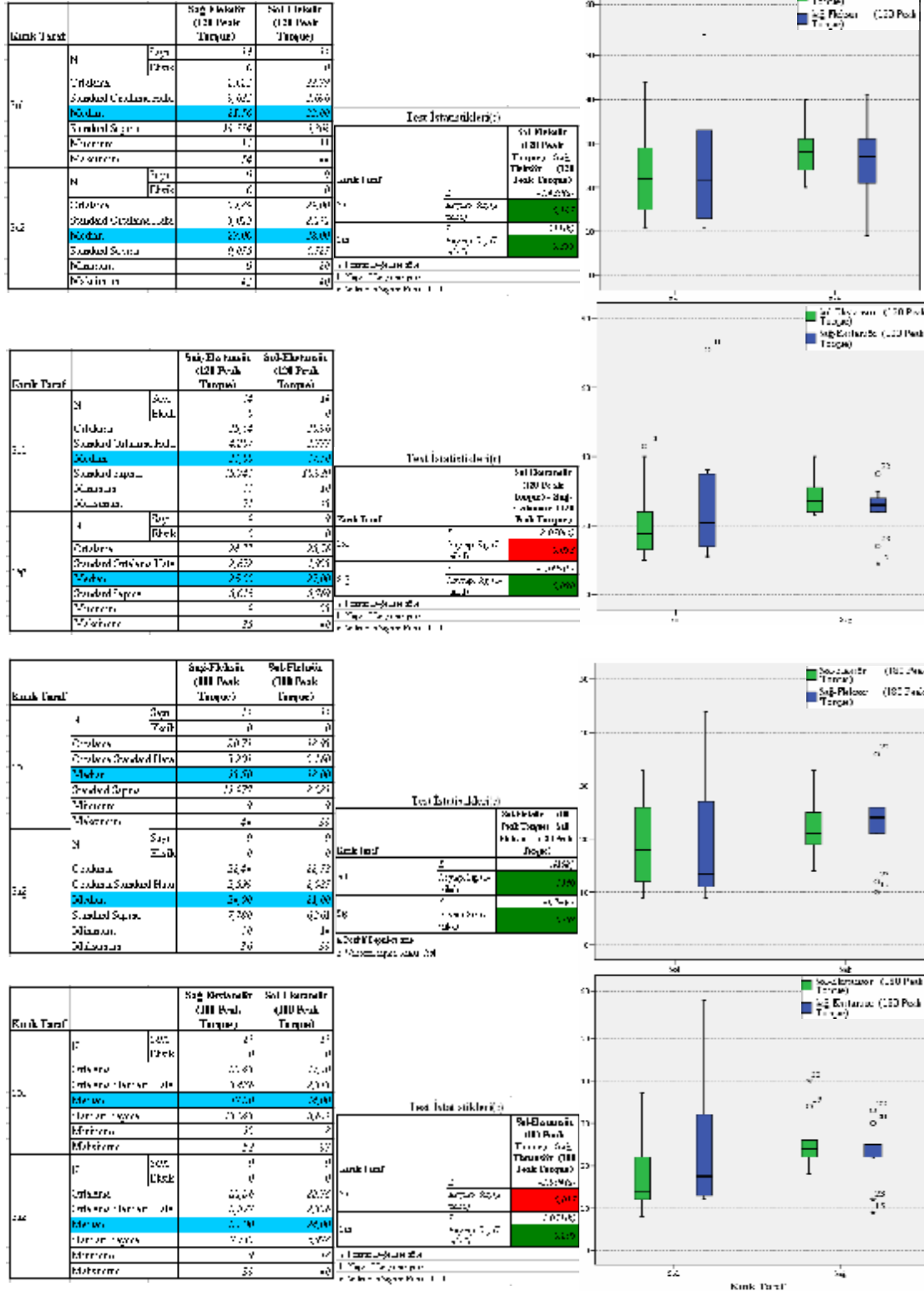


**Tablo 8, Grafik 8: Sağ-Sol taraf kırıkları arası 90° Repozisyon Sonuçları:**



Kırık taraflara göre (sağ-sol) yapılan grupta, 120-180° Fleksör Pik Tork değerlerinde Wilcoxon yönteminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). Sağ taraf baskın olan hasta grubunda, sol tarafını kıran hastaların 120-180° Ekstansör Pik Tork değerlerinde sağ-sol taraf arası Wilcoxon yönteminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p=0,038$   $p=0,017$ )(Tablo 9, Grafik 9).

**Tablo 9, Grafik 9: Sağ-Sol 120-180° Pik Tork Sonuçları:**



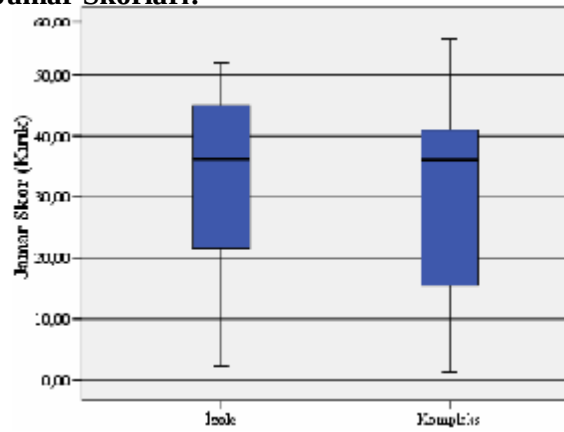
## İZOLE-KOMPLEKS GRUPLAR ARASI BULGULAR:

İzole (Radius başı kırığı) ve Kompleks ( Radius başı kırığı + Ek yaralanma) kırıklı grupların sağlam taraf ve kırık taraf Jamar skorları ölçülmüş ve bu iki grubun sağlam-kırık taraf arası Jamar skor farkları değerlendirilmiştir. İzole/Kompleks gruplar Sağlam-Kırık taraflar arası Jamar El Fleksör Kavrama Kuvveti açısından Wilcoxon yönteminde istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ( $p=0,659$ ) (Tablo 10, Şekil 10). Ortalama ve medyan değerleri incelendiğinde izole ve kompleks grupların sağlam tarafları arasında kompleks grubun, izole gruptan daha yüksek seviyede bulunmuştur (İzole 33,6 lbs, Kompleks 38,4 lbs). İzole grubun sağlam tarafı ile kırık tarafı arasındaki Jamar El Fleksör Kavrama Kuvveti farkı, Kompleks gruptan daha düşüktür (İzole Sağlam-Kırık 1,6lbs, Kompleks Sağlam-Kırık 8,4lbs) (Tablo 10, Grafik 10).

**Tablo 10, Grafik 10: İzole/Kompleks grup Jamar Skorları:**

| İzole/Kompleks |            | Jamar Skor (Sağlam) | Jamar Skor (Kırık) | Jamar Skor (Sağlam-Kırık) |
|----------------|------------|---------------------|--------------------|---------------------------|
|                |            | İs                  | İk                 | İf                        |
| İzole          | n          | 22                  | 22                 | 22                        |
|                | Ortalama   | 33,659              | 32,045             | 1,614                     |
|                | Std. Sapma | 12,45702            | 12,4872            | 11,9212                   |
|                | Medyan     | 33,659              | 32,045             | 1,614                     |
|                | Minimum    | 4,66                | 2,60               | -2,50                     |
| Kompleks       | n          | 5                   | 9                  | 9                         |
|                | Ortalama   | 38,400              | 30,000             | 8,400                     |
|                | Std. Sapma | 16,16509            | 11,2572            | 23,0665                   |
|                | Medyan     | 40,000              | 25,000             | 15,000                    |
|                | Minimum    | 16,66               | 2,60               | -2,50                     |
| Toplam         | n          | 27                  | 31                 | 33                        |
|                | Ortalama   | 33,5555             | 30,4838            | 3,0717                    |
|                | Std. Sapma | 16,93696            | 11,74470           | 23,0844                   |
|                | Medyan     | 33,659              | 25,000             | 8,659                     |
|                | Minimum    | 4,66                | 2,60               | -2,50                     |
| Maksimum       | n          | 68,76               | 36,30              | 32,46                     |

|   | Jamar Skor (Sağlam) | Jamar Skor (Kırık) | Jamar Skor Farkı (Sağlam Taraf-Kırık Taraf) |
|---|---------------------|--------------------|---------------------------------------------|
| p | 0,413               | 0,753              | 0,659                                       |

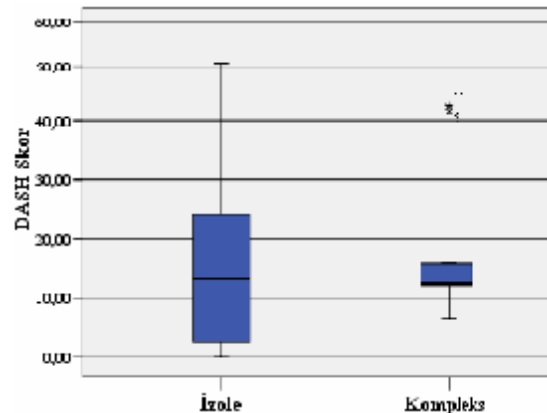


İzole/Kompleks gruplar arasında DASH skorlarda Wilcoxon yönteminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0,468$ ). Ortalama, Medyan, Dağılım aralığı açısından, kompleks kırıklar 12,5 seviyelerinde daha dar ve kararlı, İzole kırıklar ise 13,3 DASH skor seviyelerinde, ancak geniş ve kararsız dağılım göstermektedir (Tablo 11, Grafik 11).

**Tablo 11, Grafik 11: İzole/Kompleks grup DASH skorları:**

| İzole/Kompleks |            | DASH Skor |
|----------------|------------|-----------|
|                |            | İs        |
| İzole          | n          | 22        |
|                | Ortalama   | 13,318    |
|                | Std. Sapma | 5,86491   |
|                | Medyan     | 12,000    |
|                | Minimum    | 4,00      |
| Kompleks       | n          | 9         |
|                | Ortalama   | 12,500    |
|                | Std. Sapma | 3,98107   |
|                | Medyan     | 12,000    |
|                | Minimum    | 4,00      |
| Toplam         | n          | 31        |
|                | Ortalama   | 12,935    |
|                | Std. Sapma | 5,77567   |
|                | Medyan     | 12,000    |
|                | Minimum    | 4,00      |
| Maksimum       | n          | 36,30     |

|   | DASH Skor |
|---|-----------|
| p | 0,468     |

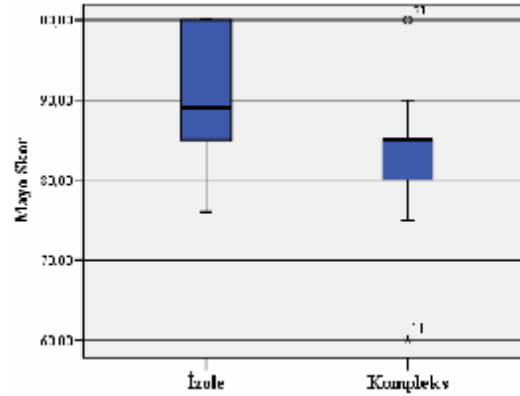


İzole/Kompleks gruplar arası Mayo Dirsek performans skorlarında Wilcoxon yönteminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (p=0,041) (İzole grup 91,07 / Kompleks grup 82,22) (Tablo 12 Grafik 12).

**Tablo 12, Grafik 12: İzole/Kompleks grup Mayo Skorları:**

| Gruplar/Gruplar |            | Mayıs Skoru |
|-----------------|------------|-------------|
| İzole           | H          | 9           |
|                 | Ortalama   | 91,07       |
|                 | Std. Sapma | 8,086       |
|                 | Min. max.  | 83,00       |
|                 | Min. max.  | 99          |
| Kompleks        | H          | 9           |
|                 | Ortalama   | 82,22       |
|                 | Std. Sapma | 10,262      |
|                 | Min. max.  | 83,00       |
|                 | Min. max.  | 100         |
| Tüm             | H          | 9           |
|                 | Ortalama   | 87,90       |
|                 | Std. Sapma | 10,867      |
|                 | Min. max.  | 83,00       |
|                 | Min. max.  | 100         |

|   | Mayo Skor |
|---|-----------|
| p | 0,041     |



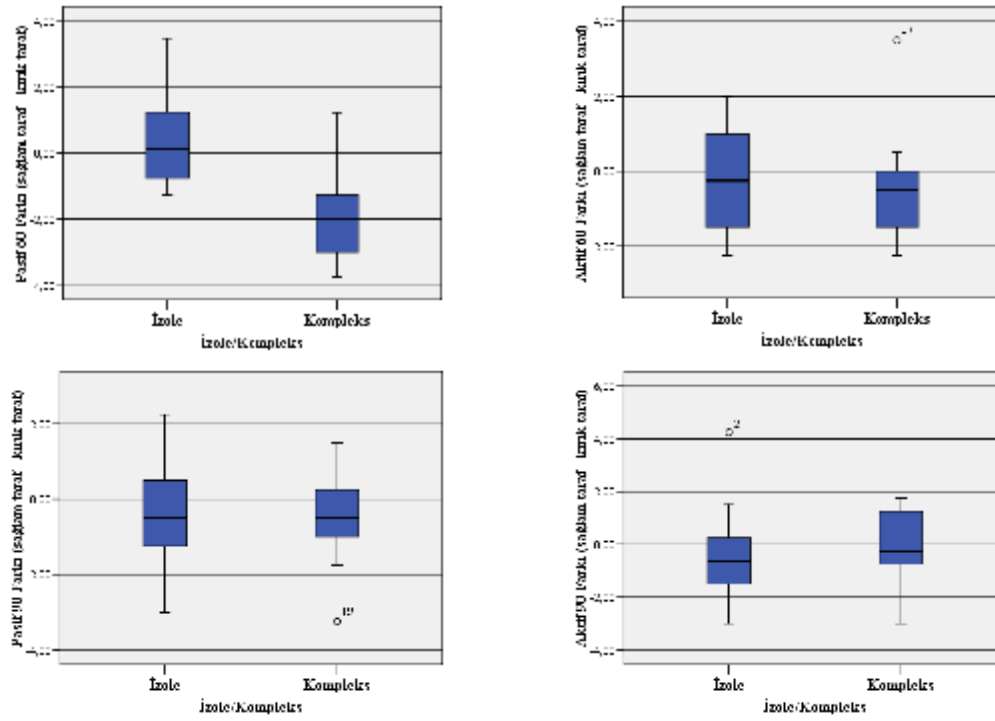
İzole ve kompleks grupların sağlam ve kırık tarafları arasında repozisyon sonuçlarında 60° pasif repozisyonunda Wilcoxon yönteminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (p=0,003). Ortalama ve median değerleri incelendiğinde, İzole grup Sağlam-Kırık arası 60° pasif repozisyon farkı 0,12° , Kompleks grupta ise -2° 'dir ( Tablo 13 Grafik 13).

**Tablo 13: İzole/Kompleks gruplar Sağlam-Kırık taraf Repozisyon-Pik Tork Sonuçları:**

| Gruplar/Gruplar | H          | Flexion 120 PT (Sağlam-Kırık) |            | Extension 120 PT (Sağlam-Kırık) |            | Flexion 180 PT (Sağlam-Kırık) |            | Extension 180 PT (Sağlam-Kırık) |            | Aktif 60° Repozisyon (Sağlam-Kırık) |            | Pasif 60° Repozisyon (Sağlam-Kırık) |            | Aktif 90° Repozisyon (Sağlam-Kırık) |            | Pasif 90° Repozisyon (Sağlam-Kırık) |            |
|-----------------|------------|-------------------------------|------------|---------------------------------|------------|-------------------------------|------------|---------------------------------|------------|-------------------------------------|------------|-------------------------------------|------------|-------------------------------------|------------|-------------------------------------|------------|
|                 |            | Ortalama                      | Std. Sapma | Ortalama                        | Std. Sapma | Ortalama                      | Std. Sapma | Ortalama                        | Std. Sapma | Ortalama                            | Std. Sapma | Ortalama                            | Std. Sapma | Ortalama                            | Std. Sapma | Ortalama                            | Std. Sapma |
| İzole           | H          | 0                             | 0          | 0                               | 0          | 0                             | 0          | 0                               | 0          | 0                                   | 0          | 0                                   | 0          | 0                                   | 0          | 0                                   | 0          |
|                 | Ortalama   | 0,000                         | 0,000      | 0,000                           | 0,000      | 0,000                         | 0,000      | 0,000                           | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      |
|                 | Std. Sapma | 0,000                         | 0,000      | 0,000                           | 0,000      | 0,000                         | 0,000      | 0,000                           | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      |
|                 | Min. max.  | 0,000                         | 0,000      | 0,000                           | 0,000      | 0,000                         | 0,000      | 0,000                           | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      |
|                 | Min. max.  | 0,000                         | 0,000      | 0,000                           | 0,000      | 0,000                         | 0,000      | 0,000                           | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      |
| Kompleks        | H          | 0                             | 0          | 0                               | 0          | 0                             | 0          | 0                               | 0          | 0                                   | 0          | 0                                   | 0          | 0                                   | 0          | 0                                   | 0          |
|                 | Ortalama   | 0,000                         | 0,000      | 0,000                           | 0,000      | 0,000                         | 0,000      | 0,000                           | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      |
|                 | Std. Sapma | 0,000                         | 0,000      | 0,000                           | 0,000      | 0,000                         | 0,000      | 0,000                           | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      |
|                 | Min. max.  | 0,000                         | 0,000      | 0,000                           | 0,000      | 0,000                         | 0,000      | 0,000                           | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      |
|                 | Min. max.  | 0,000                         | 0,000      | 0,000                           | 0,000      | 0,000                         | 0,000      | 0,000                           | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      |
| Tüm             | H          | 0                             | 0          | 0                               | 0          | 0                             | 0          | 0                               | 0          | 0                                   | 0          | 0                                   | 0          | 0                                   | 0          | 0                                   | 0          |
|                 | Ortalama   | 0,000                         | 0,000      | 0,000                           | 0,000      | 0,000                         | 0,000      | 0,000                           | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      |
|                 | Std. Sapma | 0,000                         | 0,000      | 0,000                           | 0,000      | 0,000                         | 0,000      | 0,000                           | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      |
|                 | Min. max.  | 0,000                         | 0,000      | 0,000                           | 0,000      | 0,000                         | 0,000      | 0,000                           | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      |
|                 | Min. max.  | 0,000                         | 0,000      | 0,000                           | 0,000      | 0,000                         | 0,000      | 0,000                           | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      | 0,000                               | 0,000      |

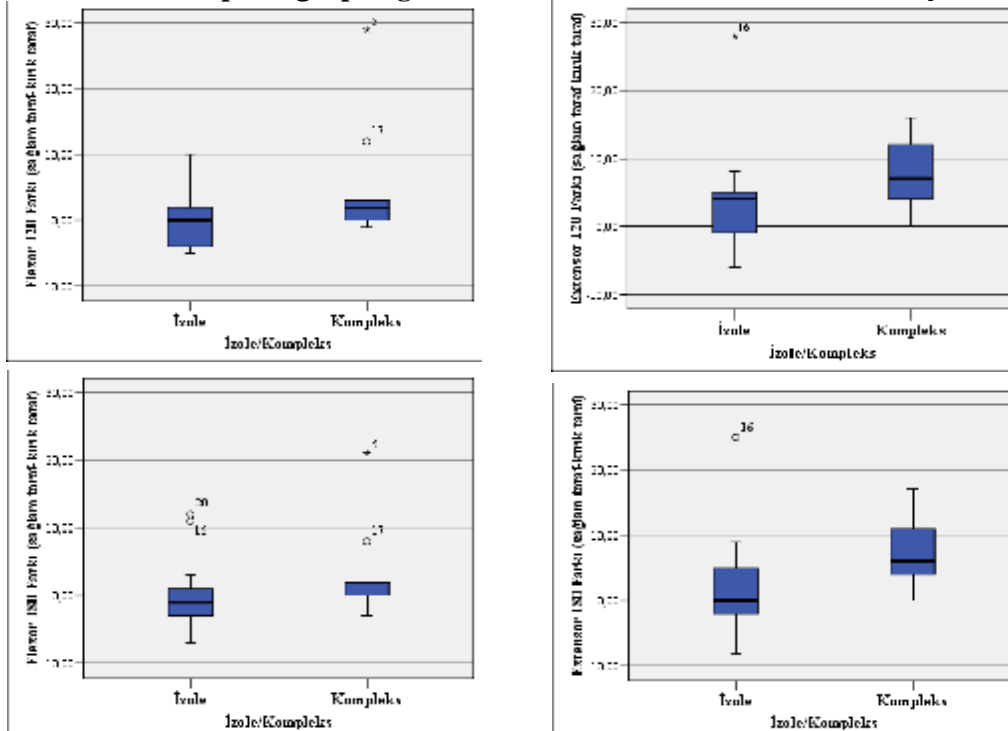
|   | Flexion 120 PT (Sağlam-Kırık) | Extension 120 PT (Sağlam-Kırık) | Flexion 180 PT (Sağlam-Kırık) | Extension 180 PT (Sağlam-Kırık) | Aktif 60° Repozisyon (Sağlam-Kırık) | Pasif 60° Repozisyon (Sağlam-Kırık) | Aktif 90° Repozisyon (Sağlam-Kırık) | Pasif 90° Repozisyon (Sağlam-Kırık) |
|---|-------------------------------|---------------------------------|-------------------------------|---------------------------------|-------------------------------------|-------------------------------------|-------------------------------------|-------------------------------------|
| p | 0,003                         | 0,003                           | 0,003                         | 0,003                           | 0,003                               | 0,003                               | 0,003                               | 0,003                               |

**Grafik 13: İzole/Kompleks Sağlam-Kırık tarafları arası Repoizsyon Sonuçları:**



İzole/Kompleks gruplar Sağlam-Kırık taraflar arası pik tork sonuçlarında 180° Ekstansör pik tork değerlerinde Wilcoxon yönteminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p=0,043$ ). Kompleks grupta sağlam-kırık taraf 7 N-m, İzole kırıklarda 0,44 N-m fark bulunmuştur (Tablo13 Grafik 14).

**Grafik 14: İzole/Kompleks grup Sağlam-Kırık tarafları arası Pik Tork Sonuçları:**

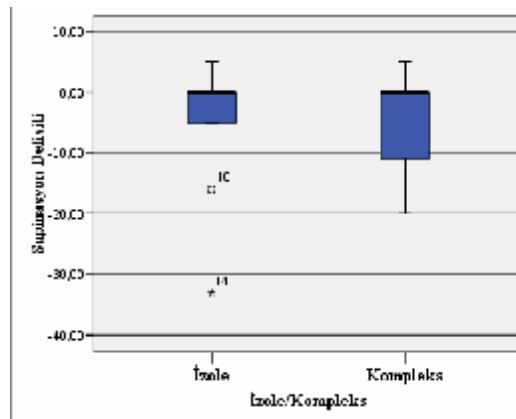
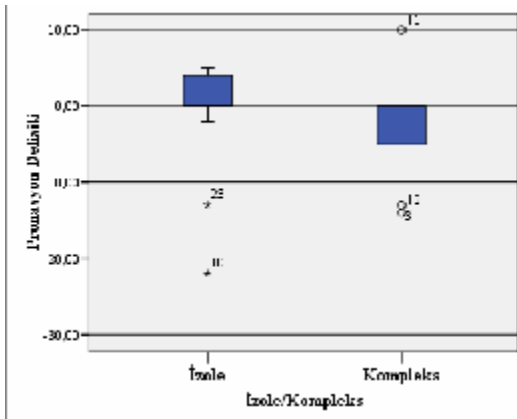
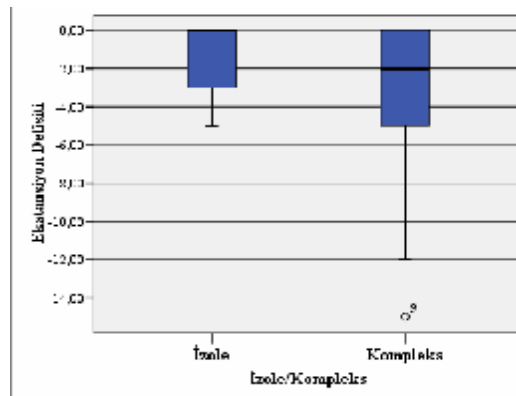
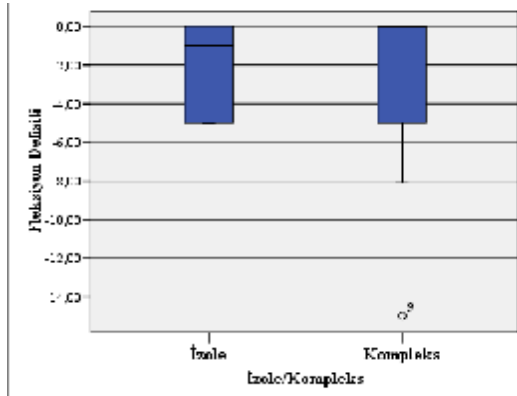


İzole/Kompleks gruplar arası kırık taraf hareket genişliklerinde Wilcoxon yönteminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Ortalama ve medyan değerlerde İzole/Kompleks grup ekstansiyon genişliği farkları görülmektedir (Tablo 14, Grafik 15).

**Tablo14, Grafik 15: İzole/Kompleks grup Hareket Genişlikleri:**

| İzole/Kompleks |           | Fleksiyon Defisiti | Ekstansiyon Defisiti | Pronasyon Defisiti | Supinasyon Defisiti |
|----------------|-----------|--------------------|----------------------|--------------------|---------------------|
| İzole          | N         | 14                 | 14                   | 14                 | 14                  |
|                | Ortalama  | -2,0714            | -1,29                | -1,2857            | -3,7857             |
|                | Std.Sapma | 2,26900            | 2,164                | 7,46714            | 9,73636             |
|                | Median    | -1,0000            | 0,00                 | 0,0000             | 0,0000              |
|                | Minimum   | -5,00              | -5                   | -22,00             | -33,00              |
|                | Maksimum  | 0,00               | 0                    | 5,00               | 5,00                |
| Kompleks       | N         | 9                  | 9                    | 9                  | 9                   |
|                | Ortalama  | -3,1111            | -4,22                | -2,7778            | -4,5556             |
|                | Std.Sapma | 5,32552            | 5,630                | 7,32765            | 8,33833             |
|                | Median    | 0,0000             | -2,00                | 0,0000             | 0,0000              |
|                | Minimum   | -15,00             | -15                  | -14,00             | -20,00              |
|                | Maksimum  | 0,00               | 0                    | 10,00              | 5,00                |
| Toplam         | N         | 23                 | 23                   | 23                 | 23                  |
|                | Ortalama  | -2,4783            | -2,43                | -1,8696            | -4,0870             |
|                | Std.Sapma | 3,69114            | 4,054                | 7,28201            | 9,02478             |
|                | Median    | 0,0000             | 0,00                 | 0,0000             | 0,0000              |
|                | Minimum   | -15,00             | -15                  | -22,00             | -33,00              |
|                | Maksimum  | 0,00               | 0                    | 10,00              | 5,00                |

|   | Ekstansiyon Defisiti | Pronasyon Defisiti | Supinasyon Defisiti | Fleksiyon Defisiti |
|---|----------------------|--------------------|---------------------|--------------------|
| P | 0,184                | 0,270              | 0,713               | 0,732              |



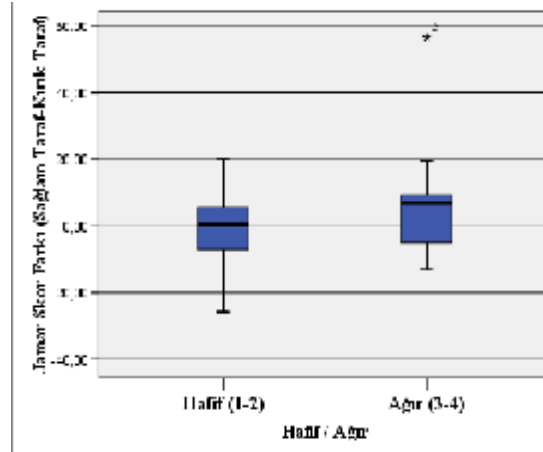


### **HAFİF (Tip 2) ve AĞIR (Tip 3-4) GRUPLAR ARASI BULGULAR:**

Hafif (Tip 2)/Ağır (Tip 3-4) gruplar Sağlam-Kırık taraflar arası Jamar El Kavrama Kuvveti skorlarında Wilcoxon yönteminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0,166$ ) (Tablo 15 Grafik 16). Ortalama ve median değerleri incelendiğinde, Ağır grup kırık taraf Jamar skorlarının, Hafif grup kırık taraftan yüksek değerlerde ancak sağlam-kırık taraf farkı açısından Ağır grup daha fazla fark sergilemektedir (Tablo 15, Grafik 16).

**Tablo 15, Grafik 16: Hafif-Ağır grup Jamar Skorları:**

| Hafif / Ağır |            | Jamar Skoru<br>(Sağlam) | Jamar Skoru<br>(Kırık) | Jamar Skoru Farkı<br>(Sağlam-Kırık) |
|--------------|------------|-------------------------|------------------------|-------------------------------------|
| Hafif (1-2)  | Ortalama   | 24,6111                 | 22,6666                | -1,9444                             |
|              | Std. Sapma | 11,36667                | 16,2222                | 4,8555                              |
|              | Küçük      | 20,0000                 | 20,0000                | 0,0000                              |
|              | Ort. Değer | 24,00                   | 24,00                  | 0,00                                |
|              | Ort. Değer | 24,00                   | 24,00                  | 0,00                                |
| Ağır (3-4)   | Ortalama   | 24,6111                 | 22,6666                | -1,9444                             |
|              | Std. Sapma | 11,36667                | 16,2222                | 4,8555                              |
|              | Küçük      | 20,0000                 | 20,0000                | 0,0000                              |
|              | Ort. Değer | 24,00                   | 24,00                  | 0,00                                |
|              | Ort. Değer | 24,00                   | 24,00                  | 0,00                                |
| Toplam       | Ortalama   | 24,6111                 | 22,6666                | -1,9444                             |
|              | Std. Sapma | 11,36667                | 16,2222                | 4,8555                              |
|              | Küçük      | 20,0000                 | 20,0000                | 0,0000                              |
|              | Ort. Değer | 24,00                   | 24,00                  | 0,00                                |
|              | Ort. Değer | 24,00                   | 24,00                  | 0,00                                |



|   | Jamar Skoru<br>(Sağlam) | Jamar Skoru<br>(Kırık) | Jamar Skoru Farkı<br>(Sağlam-Kırık) |
|---|-------------------------|------------------------|-------------------------------------|
| p | 0,020                   | 0,329                  | 0,166                               |

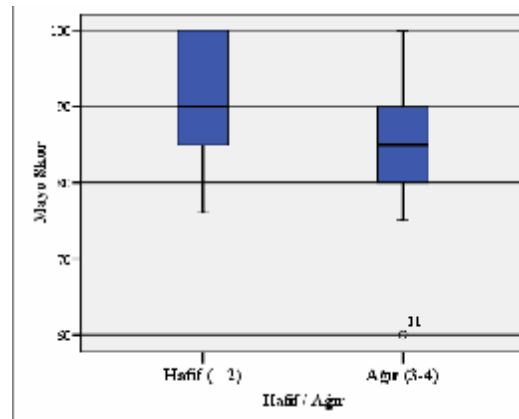
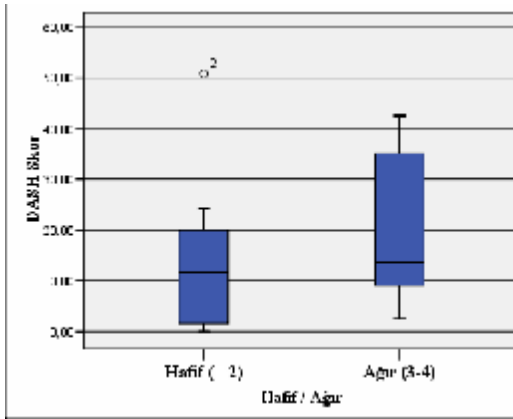
Hafif (Tip 2)/Ağır (Tip 3-4) grup DASH ve Mayo Dirsek Performans skorları arasında Wilcoxon yönteminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0,329$ ,  $p=0,172$ ) (Tablo 16,17 Grafik 17,18). Ortalama ve medyan değerleri incelendiğinde, Hafif grupta DASH skorlarının daha düşük (olumlu) aralıklarda toplandığı, kırık tipi ciddileştikçe DASH skorlarının olumsuzlaştığı görülmektedir. Hafif grup Mayo skor ortalamaları, Ağır gruba göre daha yüksek değerlerde olması da bu bulgu ile korele bulunmuştur. (Hafif 91,2 / Ağır 85 ) (Tablo 16,17 Grafik 17,18).

**Tablo 16, 17:Hafif-Ağır grup DASH ve Mayo Skorları:**

| Hafif/Ağır |            | DASH Skor | Mayo Skor |
|------------|------------|-----------|-----------|
| Hafif (2)  | Ortalama   | 14,4222   | 81,22     |
|            | Std. Sapma | 12,11554  | 21,22     |
|            | Medyan     | 11,5555   | 80,22     |
|            | Minimum    | 9,99      | 72        |
|            | Maksimum   | 27,22     | 100       |
| Ağır (3-4) | Ortalama   | 18,2222   | 72,22     |
|            | Std. Sapma | 14,1822   | 18,22     |
|            | Medyan     | 15,2222   | 70,22     |
|            | Minimum    | 9,99      | 60        |
|            | Maksimum   | 42,22     | 100       |
| Toplam     | Ortalama   | 16,1111   | 76,22     |
|            | Std. Sapma | 14,7722   | 19,22     |
|            | Medyan     | 13,5555   | 75,22     |
|            | Minimum    | 9,99      | 60        |
|            | Maksimum   | 42,22     | 100       |

|   | DASH Skor | Mayo Skor |
|---|-----------|-----------|
| p | 0,329     | 0,172     |

**Grafik 17,Grafik 18: Hafif-Ağır grup Mayo Skorları:**



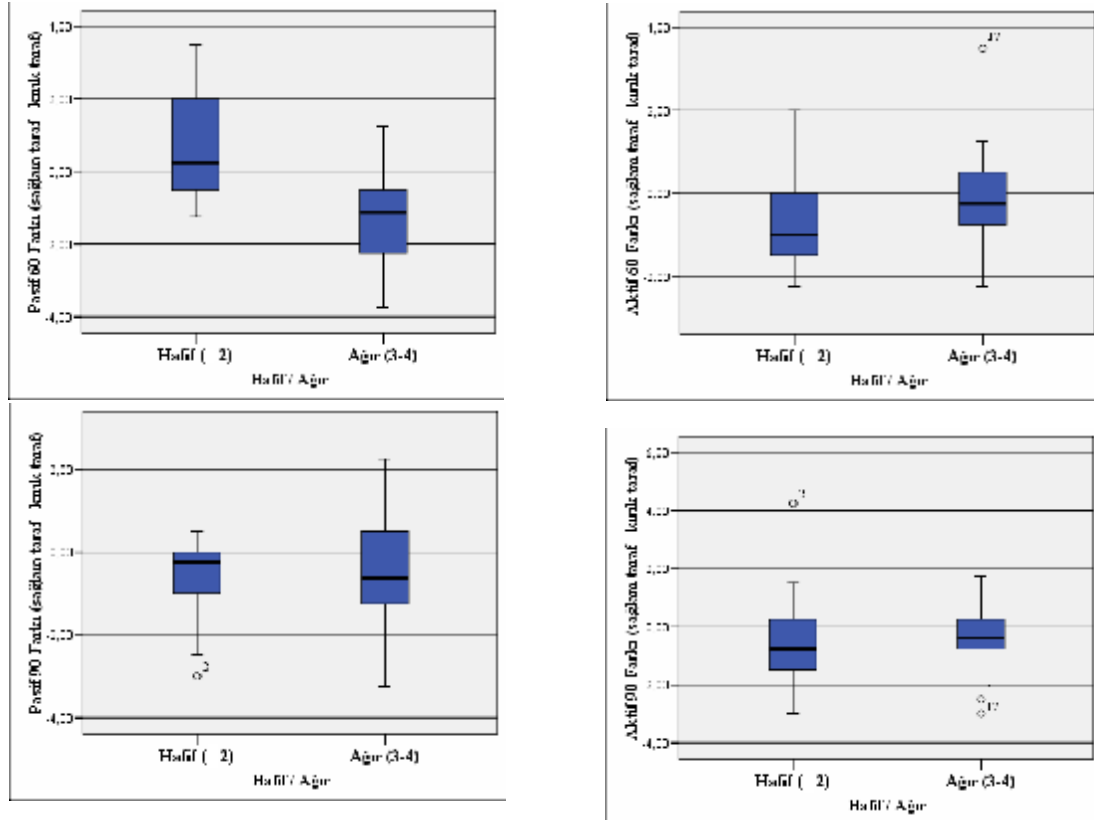
Hafif (Tip 2)/Ağır (Tip 3-4) gruplar Sağlam-Kırık taraflar arası fleksör 120° pik tork ve pasif 60° repozisyon sonuçlarında Wilcoxon yönteminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (p=0,013 p=0,020) Ayrıca pasif repozisyon testlerinde Hafif grup, aktif repozisyon testlerinde ise Ağır grup daha düşük sapmalar göstermekte ve pik tork testlerinde ekstansör pik tork görevlerinde Ağır grup daha yüksek farklar göstermektedir (Tablo 18, Grafik 19, 20).

**Tablo 18: Hafif - Ağır Sağlam ve Kırık taraf arası Repozisyon ve Pik Tork Sonuçları:**

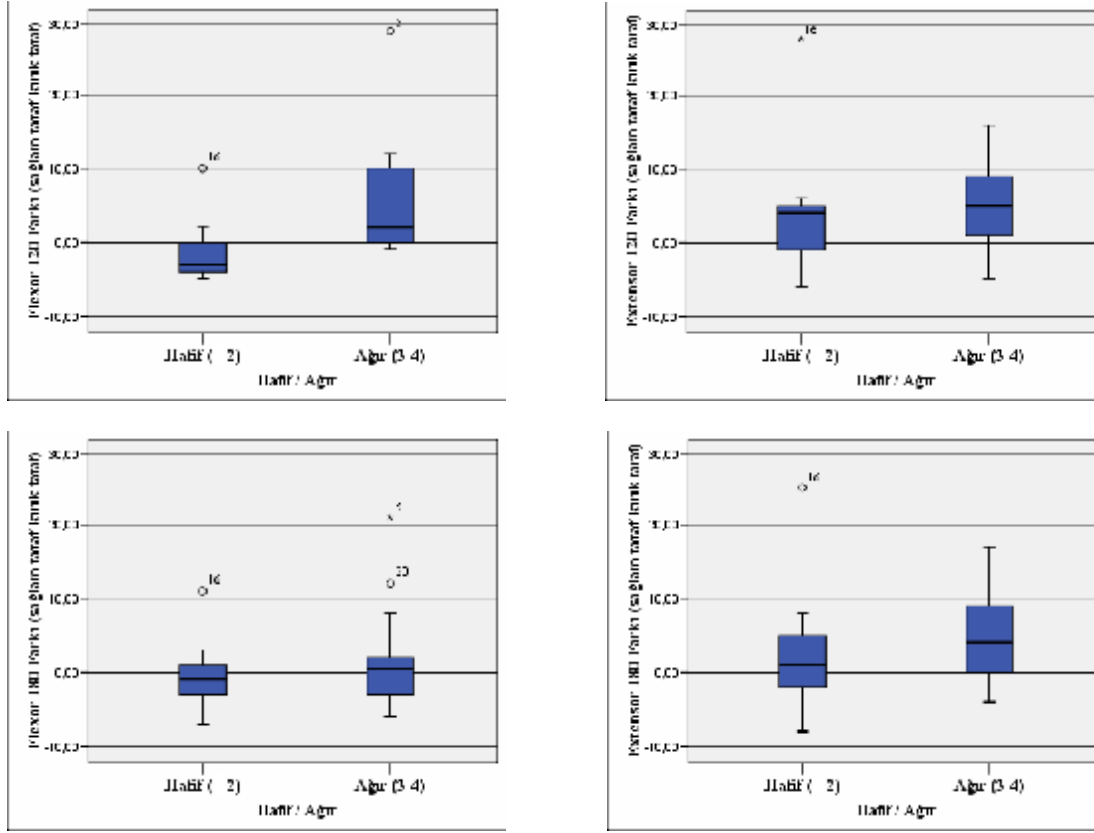
| Hafif / Ağır | Flektor 120 PT<br>(Sağlam-Kırık) | Ekstensor 120 PT<br>(Sağlam-Kırık) | Flektor 180 PT<br>(Sağlam-Kırık) | Ekstensor 180 PT<br>(Sağlam-Kırık) | Aktif 60 Repozisyon<br>(Sağlam-Kırık) | Pasif 60 Repozisyon<br>(Sağlam-Kırık) | Aktif 90 Repozisyon<br>(Sağlam-Kırık) | Pasif 90 Repozisyon<br>(Sağlam-Kırık) |
|--------------|----------------------------------|------------------------------------|----------------------------------|------------------------------------|---------------------------------------|---------------------------------------|---------------------------------------|---------------------------------------|
| Hafif (1-2)  | K                                | 9                                  | 9                                | 9                                  | 9                                     | 9                                     | 9                                     | 9                                     |
|              | Ortalama                         | 0,0000                             | 0,0000                           | 0,0000                             | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                |
|              | Std. Sapma                       | 4,52133                            | 16,19353                         | 5,00000                            | 9,27737                               | 1,40253                               | 2,12307                               | 22,900                                |
|              | Küçük                            | 0,0000                             | -2,0000                          | -2,0000                            | -2,0000                               | -2,0000                               | -2,0000                               | -2,0000                               |
|              | Büyük                            | 0,0000                             | 2,0000                           | 2,0000                             | 2,0000                                | 2,0000                                | 2,0000                                | 2,0000                                |
| Ağır (3-4)   | K                                | 72                                 | 72                               | 72                                 | 72                                    | 72                                    | 72                                    | 72                                    |
|              | Ortalama                         | 0,0714                             | 0,0714                           | 0,2143                             | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                |
|              | Std. Sapma                       | 0,05555                            | 0,22365                          | 0,1163                             | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                |
|              | Küçük                            | 0,0000                             | 0,0000                           | 0,0000                             | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                |
|              | Büyük                            | 0,0000                             | 0,0000                           | 0,0000                             | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                |
| Toplam       | K                                | 23                                 | 23                               | 23                                 | 23                                    | 23                                    | 23                                    | 23                                    |
|              | Ortalama                         | 2,6537                             | 4,8656                           | 1,0174                             | 4,0000                                | -0,0000                               | -0,0000                               | -0,0000                               |
|              | Std. Sapma                       | 0,01626                            | 0,0000                           | 0,0000                             | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                |
|              | Küçük                            | 0,0000                             | 0,0000                           | 0,0000                             | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                |
|              | Büyük                            | 0,0000                             | 0,0000                           | 0,0000                             | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                |

|   | Flektor 120 PT<br>(Sağlam-Kırık) | Ekstensor 120 PT<br>(Sağlam-Kırık) | Flektor 180 PT<br>(Sağlam-Kırık) | Ekstensor 180 PT<br>(Sağlam-Kırık) | Aktif 60 Repozisyon<br>(Sağlam-Kırık) | Pasif 60 Repozisyon<br>(Sağlam-Kırık) | Aktif 90 Repozisyon<br>(Sağlam-Kırık) | Pasif 90 Repozisyon<br>(Sağlam-Kırık) |
|---|----------------------------------|------------------------------------|----------------------------------|------------------------------------|---------------------------------------|---------------------------------------|---------------------------------------|---------------------------------------|
| p | 0,000                            | 0,000                              | 0,000                            | 0,000                              | 0,000                                 | 0,000                                 | 0,000                                 | 0,000                                 |

**Grafik 19: Hafif - Ağır grup Sağlam ve Kırık taraf arası Repozisyon Sonuçları:**



**Grafik 20: Hafif-Ağır grup Sağlam ve Kırık taraflar arası Pik Tork Sonuçları:**



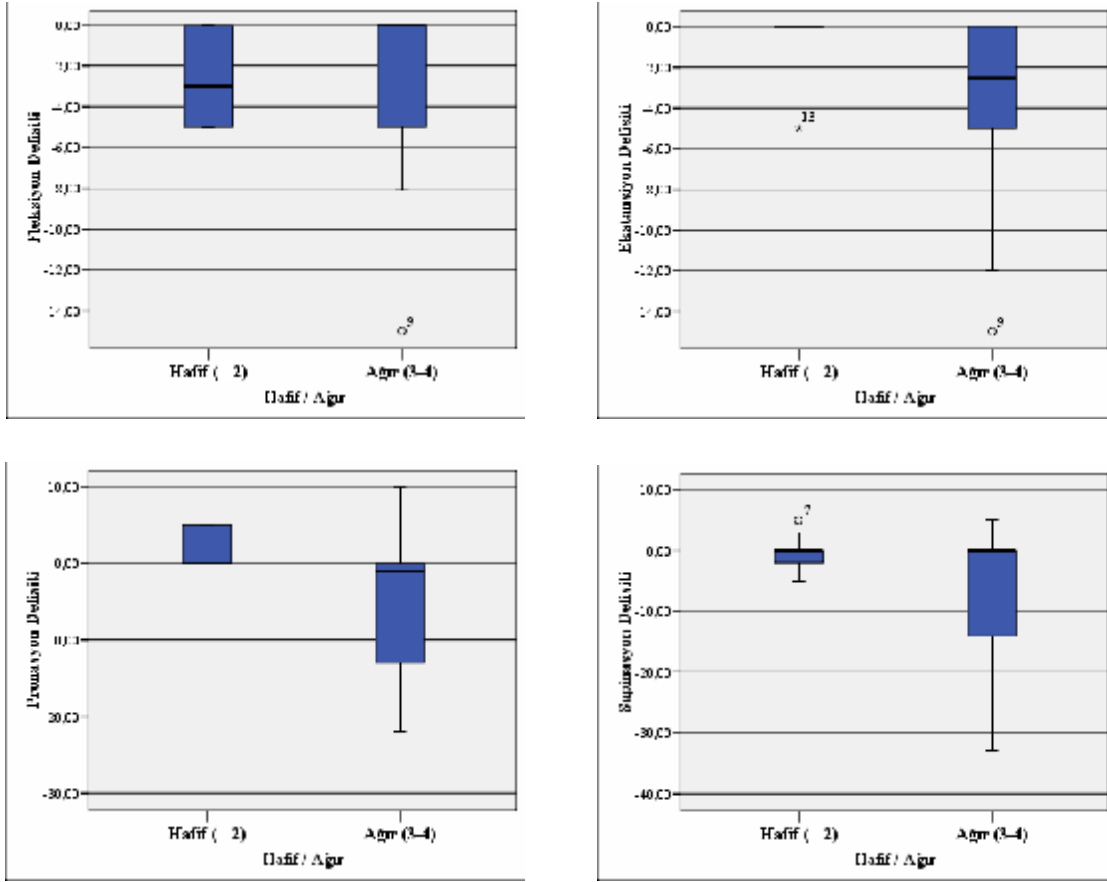
Hafif/Ağır gruplar arası Ekstansiyon ve Pronasyon genişliklerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p=0,041$   $p=0,009$ ) (Tablo 19 Grafik 21).

**Tablo 19: Hafif-Ağır grup Kırık taraflar arası Hareket Genişlikleri:**

| Hafif / Ağır |            | Ekstansiyon Hattı | Ekstansiyon Hattı | Pronasyon Hattı | Supinasyon Hattı |
|--------------|------------|-------------------|-------------------|-----------------|------------------|
| Hafif (2)    | Ortalama   | -2,5556           | -0,56             | 2,1111          | -2,4444          |
|              | Std. Sapma | 2,79777           | 1,067             | 2,1111          | 1,0000           |
|              | Minimum    | -2,6667           | 0,00              | 2,0000          | -2,5556          |
|              | Maximum    | -2,4444           | 0                 | 2,00            | -2,22            |
|              | Modüsümü   | 0,00              | 0                 | 2,00            | 2,22             |
| Ağır (3-4)   | Ortalama   | -2,4286           | -2,64             | 4,4286          | -6,4286          |
|              | Std. Sapma | 2,44556           | 4,700             | 4,6429          | 10,7143          |
|              | Minimum    | -2,5556           | 2,50              | 2,0000          | -6,5556          |
|              | Maximum    | -1,5556           | -2,5              | -22,00          | -33,55           |
|              | Modüsümü   | 0,00              | 0                 | 2,00            | 2,22             |
| Toplam       | Ortalama   | 2,4706            | 2,42              | 2,0000          | 2,4444           |
|              | Std. Sapma | 2,65114           | 4,054             | 2,1200          | 9,2473           |
|              | Minimum    | 0,0000            | 0,00              | 2,0000          | -6,5556          |
|              | Maximum    | 2,5556            | 2,5               | 22,00           | 33,55            |
|              | Modüsümü   | 0,00              | 0                 | 2,00            | 2,22             |

|   | Ekstansiyon Defisiti | Pronasyon Defisiti | Supinasyon Defisiti | Fleksiyon Defisiti |
|---|----------------------|--------------------|---------------------|--------------------|
| p | 0,041                | 0,009              | 0,271               | 0,374              |

**Grafik 21: Hafif-Ağır grup Kırık taraflar arası Hareket Genişlikleri:**

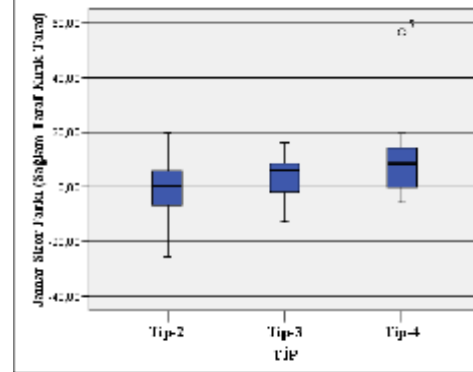


## **MASON TİP 2-3-4 GRUPLARI ARASI BULGULAR:**

Mason sınıflandırmasına göre yapılan grupta 3 tip kırık grubu arasında sağlam ve kırık taraflar arasında yeterli örnek çapı olmaması nedeniyle istatistiksel analiz yapılamamış, ortalama, median, minimum ve maksimum değerler incelenmiştir. Sağlam-Kırık taraf arası Jamar Skor farkı median değerleri Tip 2=0,4 lbs, Tip 3=6 lbs, Tip 4=8,5 lbs, Sağlam-Kırık taraf arası Jamar Skor farkı ortalama değerleri Tip 2= -1,03 lbs, Tip 3=3,1 lbs, Tip 4=12,4 lbs olarak bulunmuştur (Tablo20, Grafik 22).

**Tablo 20, Grafik 22: Mason Tip 2-3-4 kırık grupları arası Jamar Skorları:**

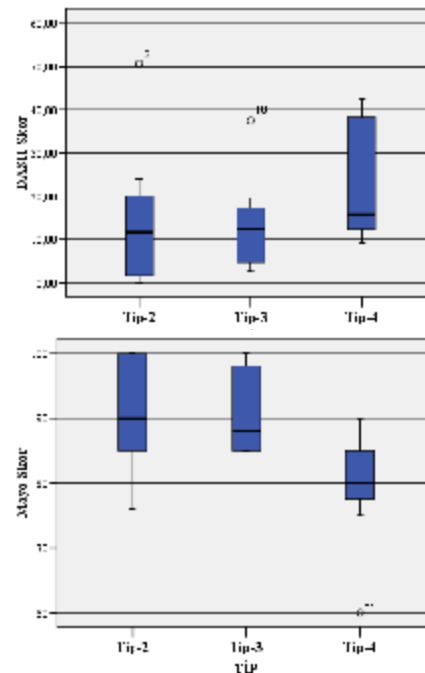
| TİP    |            | Jamar Skor<br>(Sağlam) | Jamar Skor<br>(Kırık) | Jamar Skor Farkı<br>(Sağlam-Kırık) |
|--------|------------|------------------------|-----------------------|------------------------------------|
| Tip-2  | n          | 9                      | 9                     | 9                                  |
|        | Ortalama   | 28,000                 | 27,000                | 1,000                              |
|        | Std. Sapma | 13,500                 | 13,500                | 0,000                              |
|        | Minimum    | 4,50                   | 2,50                  | -2,00                              |
|        | Maksimum   | 55,50                  | 45,50                 | 10,00                              |
| Tip-3  | n          | 7                      | 7                     | 7                                  |
|        | Ortalama   | 41,000                 | 37,000                | 4,000                              |
|        | Std. Sapma | 11,430                 | 10,500                | 0,930                              |
|        | Minimum    | 25,50                  | 20,00                 | -5,50                              |
|        | Maksimum   | 54,50                  | 45,50                 | 9,00                               |
| Tip-4  | n          | 7                      | 7                     | 7                                  |
|        | Ortalama   | 62,286                 | 50,286                | 12,000                             |
|        | Std. Sapma | 18,927                 | 18,927                | 0,000                              |
|        | Minimum    | 40,00                  | 30,00                 | -10,00                             |
|        | Maksimum   | 80,00                  | 60,00                 | 20,00                              |
| Toplam | n          | 23                     | 23                    | 23                                 |
|        | Ortalama   | 35,263                 | 31,263                | 4,000                              |
|        | Std. Sapma | 16,250                 | 15,600                | 0,650                              |
|        | Minimum    | 4,50                   | 2,50                  | -2,00                              |
|        | Maksimum   | 60,00                  | 50,00                 | 10,00                              |



3 farklı kırık tipi arasında DASH, Mayo skorlarına ilişkin ortalama, median, minimum ve maksimum değerler incelenmiştir (Tablo 21, Grafik 23).

**Tablo 21, Grafik 23: Mason Tip 2-3-4 kırık grupları arası DASH ve Mayo Skorları:**

| TİP    |            | DASH Skor | Mayo Skor |
|--------|------------|-----------|-----------|
| Tip-2  | n          | 9         | 9         |
|        | Ortalama   | 14,444    | 21,11     |
|        | Std. Sapma | 16,111    | 9,444     |
|        | Minimum    | 0,00      | 7,5       |
|        | Maksimum   | 50,00     | 100       |
| Tip-3  | n          | 7         | 7         |
|        | Ortalama   | 22,286    | 34,29     |
|        | Std. Sapma | 12,222    | 11,11     |
|        | Minimum    | 0,00      | 25        |
|        | Maksimum   | 50,00     | 100       |
| Tip-4  | n          | 7         | 7         |
|        | Ortalama   | 24,071    | 29,29     |
|        | Std. Sapma | 14,927    | 14,29     |
|        | Minimum    | 4,50      | 40        |
|        | Maksimum   | 60,00     | 100       |
| Toplam | n          | 23        | 23        |
|        | Ortalama   | 17,379    | 27,51     |
|        | Std. Sapma | 14,777    | 10,46     |
|        | Minimum    | 0,00      | 50        |
|        | Maksimum   | 60,00     | 100       |

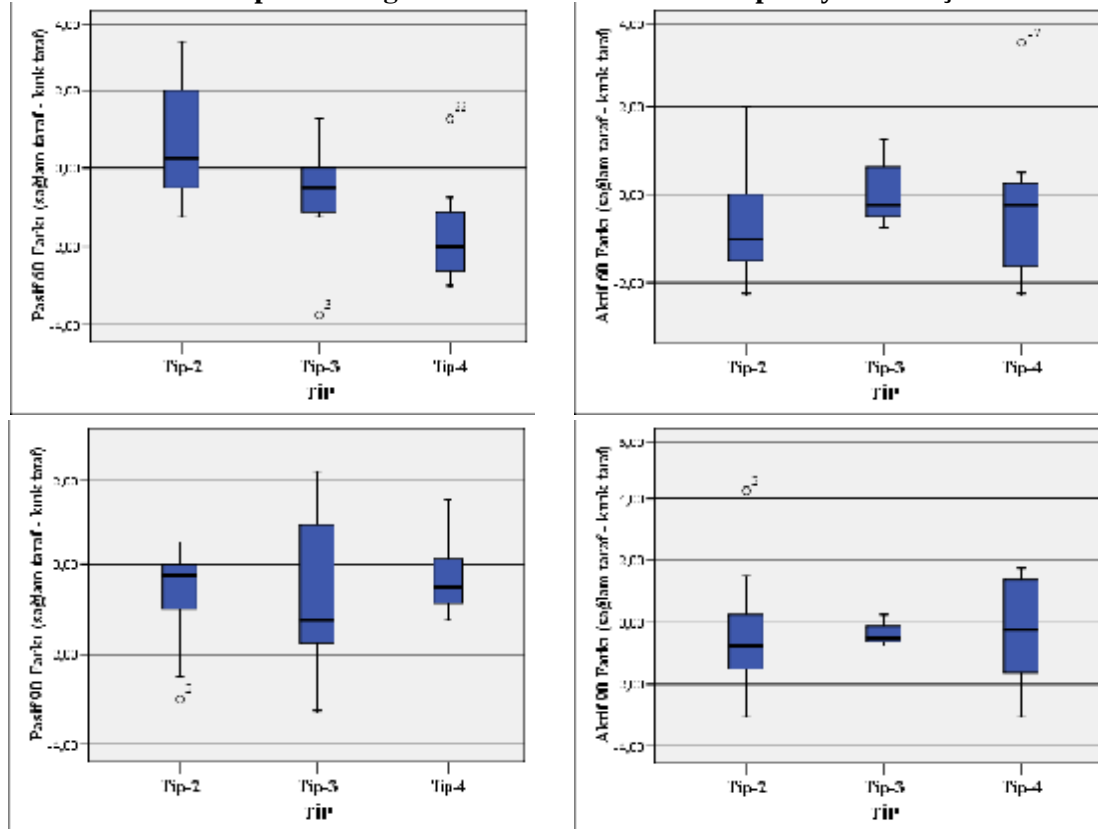


3 farklı kırık tipinde sağlam ve kırık taraflar arası pik tork ve repozisyon testlerine dair ortalama, median, minimum ve maksimum değerler incelenmiştir. Sağlam-Kırık 60° pasif repozisyon median değerleri Tip 2= 0,25°,Tip 3=-0,50°,Tip 4=-2°, ortalama değerleri Tip 2=0,75°,Tip 3=-0,75°, Tip 4= -1,6° dir. Pasif repozisyon testlerinde en iyi sonuçlar (sağlam-kırık taraf arası en fazla fark, “0” ya da pozitifte en yakın fark değeri) Tip 2, en kötü sonuçlar Tip 3 ve 4 kırıklarda görülmekte iken, aktif repozisyon testlerinde en iyi sonuçlar Tip 3 ve 4, en kötü sonuçlar Tip 2 kırıklarda görülmektedir (Tablo 22, Grafik 24).

**Tablo 22: Mason Tip 2-3-4 Sağlam-Kırık taraflar Repozisyon ve Pik Tork Sonuçları:**

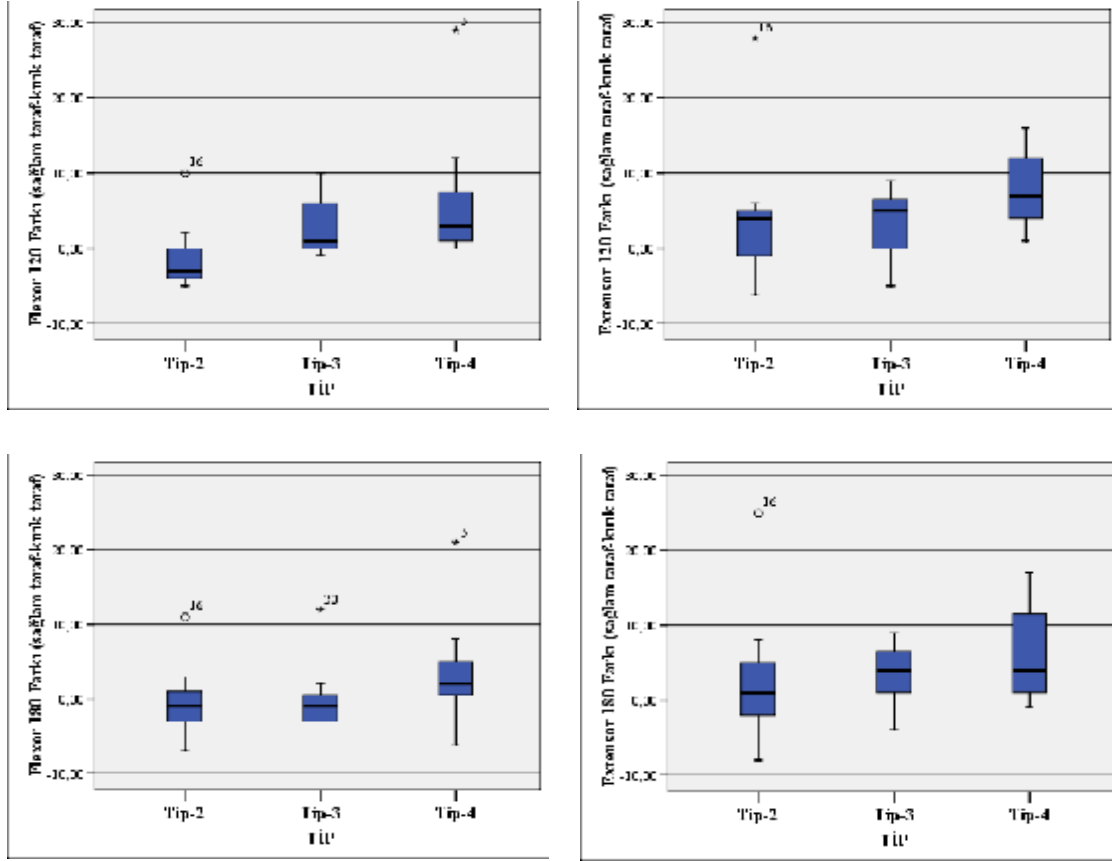
| Tip   |          | 1. Deney (20°) (Sağlam - Kırık) | 2. Deney (20°) (Sağlam - Kırık) | 3. Deney (20°) (Sağlam - Kırık) | 4. Deney (20°) (Sağlam - Kırık) | Aktif 60° Repozisyon (Sağlam - Kırık) | Pasif 60° Repozisyon (Sağlam - Kırık) | Aktif 60° Repozisyon (Sağlam - Kırık) | Pasif 60° Repozisyon (Sağlam - Kırık) |
|-------|----------|---------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|---------------------------------------|---------------------------------------|---------------------------------------|---------------------------------------|
| Tip-2 | H        | 2                               | 2                               | 2                               | 2                               | 2                                     | 2                                     | 2                                     | 2                                     |
|       | Ortalama | 0,0000                          | 0,0000                          | -0,0000                         | 0,0000                          | -0,0117                               | 0,0000                                | -0,0000                               | -0,0000                               |
|       | Ortalama | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                |
|       | Minimum  | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                |
|       | Maksimum | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                |
| Tip-3 | H        | 2                               | 2                               | 2                               | 2                               | 2                                     | 2                                     | 2                                     | 2                                     |
|       | Ortalama | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                |
|       | Ortalama | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                |
|       | Minimum  | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                |
|       | Maksimum | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                |
| Tip-4 | H        | 2                               | 2                               | 2                               | 2                               | 2                                     | 2                                     | 2                                     | 2                                     |
|       | Ortalama | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                |
|       | Ortalama | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                |
|       | Minimum  | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                |
|       | Maksimum | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                |
| Tip-5 | H        | 2                               | 2                               | 2                               | 2                               | 2                                     | 2                                     | 2                                     | 2                                     |
|       | Ortalama | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                |
|       | Ortalama | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                |
|       | Minimum  | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                |
|       | Maksimum | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                          | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                | 0,0000                                |

**Grafik 24: Mason Tip 2-3-4 Sağlam-Kırık taraflar arası Repozisyon Sonuçları:**



Tüm pik tork analizlerinde, ortalama, median, maksimum ve minimum değerler incelendiğinde kırık tipi arttıkça paralel şekilde sağlam-kırık taraf arası 120-180° fleksör ve ekstansör pik tork farkları artmaktadır. Bu açıdan en iyi fleksör pik tork sonuçları Tip 2, en kötü fleksör pik tork sonuçları ise Tip 4 kırıklarda, en iyi ekstansör pik tork sonuçları Tip 2 kırıklarda, en kötü ekstansör pik tork sonuçları Tip 4 kırıklarda görülmektedir (Tablo 22, Grafik 25).

**Grafik 25: Mason Tip 2-3-4 Sağlam-Kırık taraflar arası Pik Tork Sonuçları:**



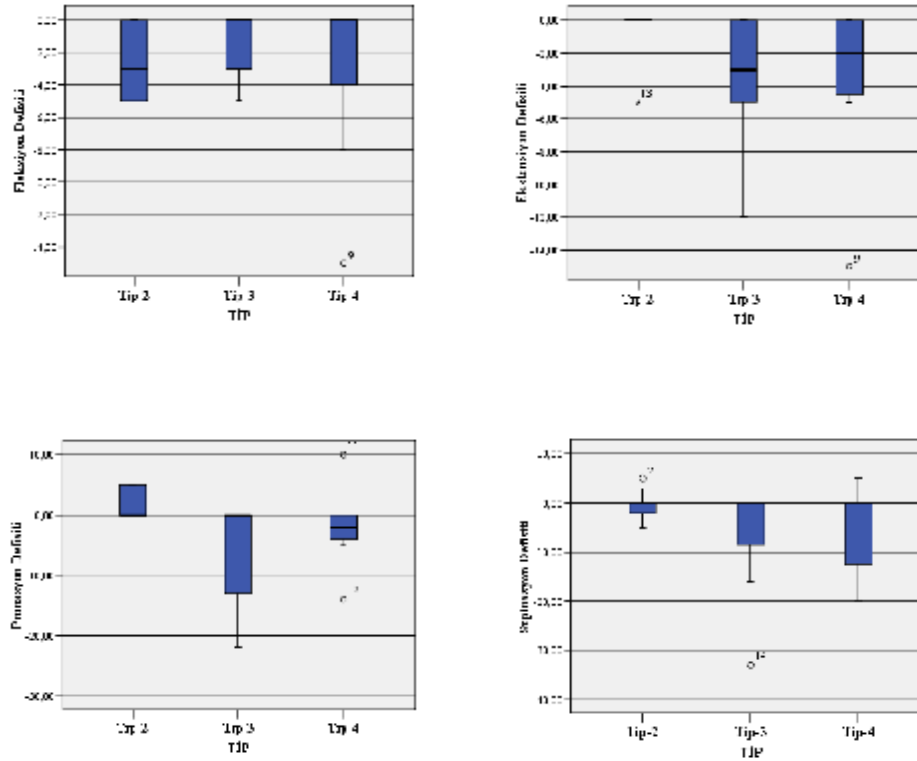
Farklı kırık tipleri arası hareket genişliği ölçümleri üzerine ortalama, median, minimum ve maksimum değerler incelenmiştir. En fazla fleksiyon defisiti Tip 2 Grupta, en fazla ekstansiyon defisiti Tip 3 grupta, en fazla pronasyon defisiti tip 3 grupta, en fazla supinasyon defisiti ise Tip 3 grupta görülmektedir. Ayrıca Tip 2 grupta pronasyon genişliğinde pozitif yönde artış gelişerek hiperpronasyon şeklinde patolojik hareket gelişmiştir. En iyi sonuçlar ise Fleksiyon genişliğinde Tip 3, Ekstansiyon genişliğinde Tip 2, Pronasyon genişliğinde Tip 4, Supinasyon genişliğinde ise Tip 4 kırıklarda elde edilmiştir. Tip 4 kırıklarda 7 numaralı hasta hipersupinasyon şeklinde patolojik hareket sergilemiştir (Tablo 23, Grafik 26).



**Tablo 23: Mason Tip 2-3-4 Sağlam-Kırık taraflar arası Hareket Genişliği Sonuçları:**

| TİP   |            | Fleksiyon |   | Ekstansiyon |   | Pansiyon |   | Supinasyon |   |
|-------|------------|-----------|---|-------------|---|----------|---|------------|---|
|       |            | Değer     | p | Değer       | p | Değer    | p | Değer      | p |
| Tip-2 | H          |           |   |             |   |          |   |            |   |
|       | Ortalama   | -1,036    |   | -2,3        |   | 2,111    |   | -3,444     |   |
|       | Std. Sapma | 2,9694    |   | 1,667       |   | 2,3213   |   | 2,949      |   |
|       | Ortalama   | 3,0360    |   | 2,09        |   | 3,0360   |   | 3,0000     |   |
|       | Std. Sapma | 5,60      |   | 5           |   | 0,60     |   | 3,00       |   |
| Tip-3 | H          |           |   |             |   |          |   |            |   |
|       | Ortalama   | -1,3234   |   | -2,79       |   | -3,8711  |   | -3,1429    |   |
|       | Std. Sapma | 2,2736    |   | 4,311       |   | 3,2627   |   | 1,8978     |   |
|       | Ortalama   | 9,6360    |   | 1,09        |   | 9,6360   |   | 3,0000     |   |
|       | Std. Sapma | 5,60      |   | 12          |   | 3,60     |   | 22,00      |   |
| Tip-4 | H          |           |   |             |   |          |   |            |   |
|       | Ortalama   | 3,2037    |   | 2,71        |   | 3,0360   |   | 3,711      |   |
|       | Std. Sapma | 3,9682    |   | 7,785       |   | 2,1143   |   | 3,7042     |   |
|       | Ortalama   | 2,0360    |   | 1,09        |   | 2,0360   |   | 3,0000     |   |
|       | Std. Sapma | 11,60     |   | 10          |   | 14,60    |   | 19,00      |   |
| Tip-5 | H          |           |   |             |   |          |   |            |   |
|       | Ortalama   | 3,4761    |   | 2,77        |   | 3,0360   |   | 3,0000     |   |
|       | Std. Sapma | 3,9511    |   | 7,674       |   | 2,2661   |   | 3,0112     |   |
|       | Ortalama   | 2,0360    |   | 2,09        |   | 2,0360   |   | 3,0000     |   |
|       | Std. Sapma | 11,60     |   | 10          |   | 12,60    |   | 12,00      |   |
| Tip-6 | H          |           |   |             |   |          |   |            |   |
|       | Ortalama   | 3,4761    |   | 2,77        |   | 3,0360   |   | 3,0000     |   |
|       | Std. Sapma | 3,9511    |   | 7,674       |   | 2,2661   |   | 3,0112     |   |
|       | Ortalama   | 2,0360    |   | 2,09        |   | 2,0360   |   | 3,0000     |   |
|       | Std. Sapma | 11,60     |   | 10          |   | 12,60    |   | 12,00      |   |

**Grafik 26: Mason Tip 2-3-4 Sağlam-Kırık taraflar arası Hareket Genişliği Sonuçları:**



## PROTEZ - OSTEOSENTEZ GRUPLARI ARASI BULGULAR:

Protez ve Osteosentez uygulanmış hasta grupları arası kırık taraf Jamar skorlarında Wilcoxon yönteminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0,155$ ). Artroplasti vakalarının Jamar Skor medyan, minimum, maksimum ve ortalama değerleri AR+İF vakalarından daha yüksek değerlerdedir. Ancak gruplar arası kırık-sağlam tarafların medyan, minimum, maksimum, ortalama farklarında Osteosentez yönteminde fark en az olarak tespit edilmiştir (Tablo 24, Grafik 27).

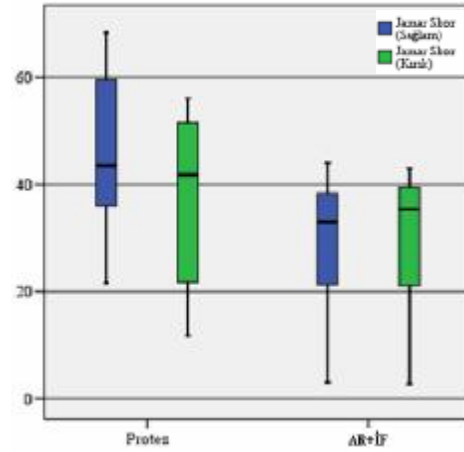
**Tablo 24, Grafik 27: Protez-AR+İF grupları Jamar Skorları:**

| Tedavi Tipi | N              | Ortalama | Standard Sapma | Minimum | Maksimum |
|-------------|----------------|----------|----------------|---------|----------|
| Protez      | 10             | 42,40    | 22,77          | 22,50   | 60,00    |
|             | Ortalama       | 42,40    | 22,77          | 22,50   | 60,00    |
|             | Standard Sapma | 42,40    | 22,77          | 22,50   | 60,00    |
|             | Minimum        | 42,40    | 22,77          | 22,50   | 60,00    |
|             | Maksimum       | 42,40    | 22,77          | 22,50   | 60,00    |
| AR+İF       | 8              | 25,88    | 13,47          | 2,00    | 44,00    |
|             | Ortalama       | 25,88    | 13,47          | 2,00    | 44,00    |
|             | Standard Sapma | 25,88    | 13,47          | 2,00    | 44,00    |
|             | Minimum        | 25,88    | 13,47          | 2,00    | 44,00    |
|             | Maksimum       | 25,88    | 13,47          | 2,00    | 44,00    |
| Toplam      | 18             | 34,11    | 18,99          | 2,00    | 60,00    |
|             | Ortalama       | 34,11    | 18,99          | 2,00    | 60,00    |
|             | Standard Sapma | 34,11    | 18,99          | 2,00    | 60,00    |
|             | Minimum        | 34,11    | 18,99          | 2,00    | 60,00    |
|             | Maksimum       | 34,11    | 18,99          | 2,00    | 60,00    |

| Test İstatistikleri        |        |       |
|----------------------------|--------|-------|
| Mann-Whitney U             | 94,000 | 0,155 |
| Wilcoxon W                 | 60,000 | 0,155 |
| Z                          | -1,422 | 0,155 |
| Asymptotic Sig. (2-tailed) | 0,155  | 0,155 |
| Exact Sig. (2-tailed Sig.) | 0,155  | 0,155 |

b. Grup Değişkeni: Tedavi Tipi



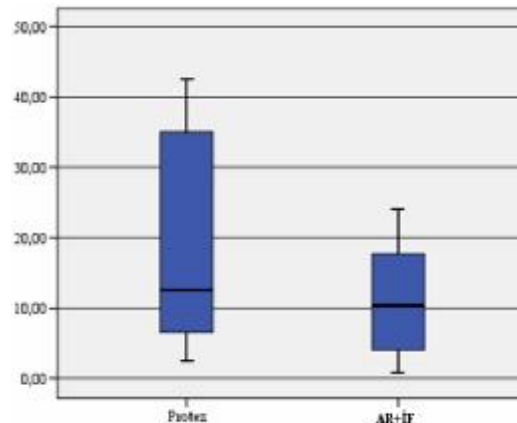
Protez ve Osteosentez grupları DASH skorlarında Wilcoxon yönteminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). AR + İF grubu ortalama ve medyan değerleri artroplasti grubuna göre daha düşük (olumlu) değerlerde toplanmaktadır (Tablo 25, Grafik 28).

**Tablo 25, Grafik 28: Protez-AR+İF grupları DASH Skorları**

| Tedavi Tipi | N  | Ortalama | Standard Sapma | Ortalama Standard Hata | Median  | Minimum | Maksimum |
|-------------|----|----------|----------------|------------------------|---------|---------|----------|
| Protez      | 10 | 17,8600  | 14,85210       | 4,69665                | 12,5000 | 2,50    | 42,50    |
| AR + İF     | 8  | 11,1250  | 8,31002        | 2,93804                | 10,3500 | 0,80    | 24,10    |
| Toplam      | 18 | 14,8667  | 12,53292       | 2,95404                | 12,2500 | 0,80    | 42,50    |

| Test İstatistikleri        |        |
|----------------------------|--------|
| Mann-Whitney U             | 14,000 |
| Wilcoxon W                 | 6,000  |
| Z                          | -0,238 |
| Asymptotic Sig. (2-tailed) | 0,816  |
| Exact Sig. (2-tailed Sig.) | 0,816  |

b. Grup Değişkeni: Tedavi Tipi



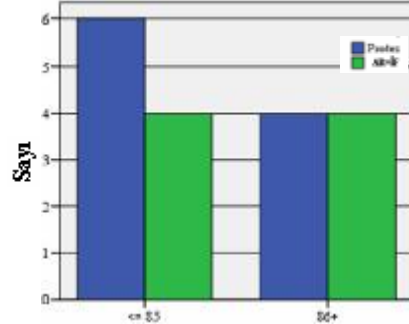
Artroplastisi ve Osteosentez grupları arası Mayo Dirsek Performans Skorlarında Ki kare testinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) (Tablo 26, Grafik 29).

**Tablo 26, Grafik 29: Protez-AR+İF grupları Mayo Skorları**

|           |       | Yaklaşık 1 Yıl |       | Toplam |
|-----------|-------|----------------|-------|--------|
|           |       | Protez         | AR+İF |        |
| Mayo Skor | 1-35  | 0              | 0     | 0      |
|           | 36-45 | 22.6%          | 40.6% |        |
|           | 46-55 | 0              | 0     | 0      |
|           | 56-65 | 22.6%          | 20.6% | 20.6%  |
| Toplam    | Sayı  | 13             | 2     | 15     |
|           | Oran  | 10.65%         | 40.6% | 10.65% |

|                      | Sayı | p     |
|----------------------|------|-------|
| Posterior Prost Test | 1    | 0.000 |
| Anterior Prost Test  | 1    | 0.000 |



Artroplastisi ve Osteosentez grupları arası Pik Tork-Repozisyon sonuçlarında Wilcoxon yönteminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). “p” değerleri tabloda sunulmuştur (Tablo 27). Ortalama, Medyan, Minimum ve Maksimum değerler incelendiğinde, iki yöntem arasında, özellikle Ekstansör Pik Tork değerlerinde, travma şiddeti ve kırık tipi ile paralel olarak etkilenmenin artarak, artroplastisi uygulanan Tip 4 vakalarda daha düşük sonuçlarda toplandığı, ancak repozisyon sonuçları açısından farklı cerrahi iki yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı gözlenmektedir ( $p>0.05$ ). Pasif repozisyon testlerinde en iyi sonuçlar Osteosentez, en kötü sonuçlar Protez grubunda görülmekte iken, Aktif repozisyon testlerinde en iyi sonuçlar Protez, en kötü sonuçlar Osteosentez grubunda görülmektedir. En iyi fleksör pik tork sonuçları Osteosentez ve Protez gruplarında eşdeğer düzeyde, en iyi ekstansör pik tork sonuçları ise Osteosentez grubunda görülmektedir (Tablo 27, Grafik 30).

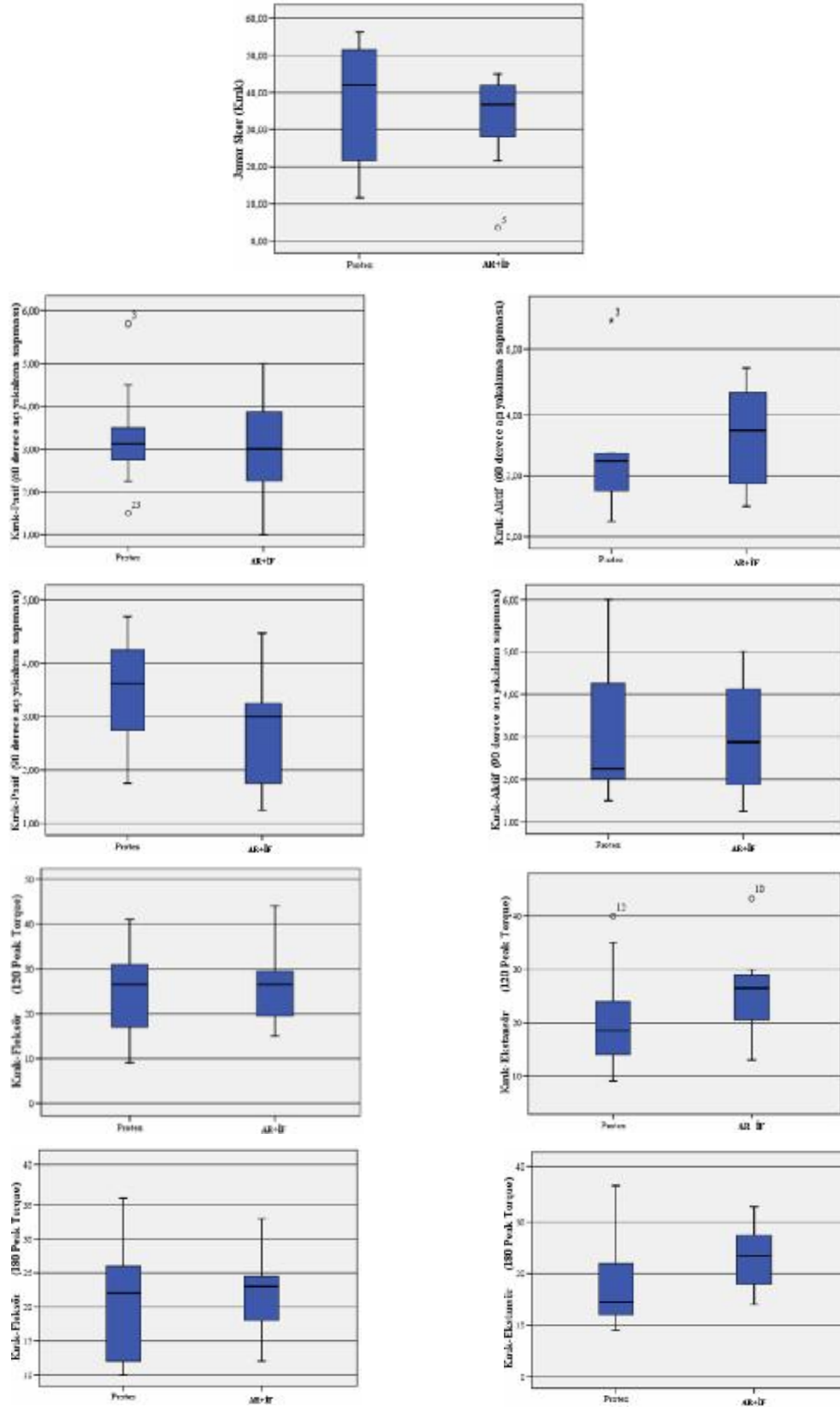
**Tablo 27: Protez-AR+İF grupları Repozyon ve Pik Tork Sonuçları:**

| Test Yöntemi | Ortalama (Ortalama) | Kısmi Fleksör (1/3) Pik Tork (Niyon) | Kısmi Ekstansör (1/3) Pik Tork (Niyon) | Kısmi Fleksör (1/3) Pik Tork (Niyon) | Kısmi Ekstansör (1/3) Pik Tork (Niyon) | Kısmi Aktif (1/3) Pik Tork (Niyon) | Kısmi Pasif (1/3) Pik Tork (Niyon) | Kısmi Aktif (1/3) Pik Tork (Niyon) | Kısmi Pasif (1/3) Pik Tork (Niyon) |
|--------------|---------------------|--------------------------------------|----------------------------------------|--------------------------------------|----------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|
| Protez       | b                   | 0                                    | 0                                      | 0                                    | 0                                      | 0                                  | 0                                  | 0                                  | 0                                  |
|              | Ortalama            | 20.20                                | 24.70                                  | 20.00                                | 21.70                                  | 18.00                              | 1.42                               | 1.18                               | 1.43                               |
|              | Standard Deviation  | 18.00                                | 18.00                                  | 18.00                                | 18.00                                  | 18.00                              | 1.00                               | 1.00                               | 1.00                               |
|              | Ortalama            | 1.20                                 | 1.60                                   | 1.60                                 | 1.70                                   | 1.70                               | 1.70                               | 1.70                               | 1.70                               |
|              | Kısmi               | 40.00                                | 20.00                                  | 18.00                                | 22.00                                  | 14.00                              | 1.70                               | 1.70                               | 1.70                               |
|              | Kısmi               | 11.00                                | 0                                      | 0                                    | 10                                     | 0                                  | 1.70                               | 1.70                               | 1.70                               |
| AR+İF        | b                   | 0                                    | 0                                      | 0                                    | 0                                      | 0                                  | 0                                  | 0                                  | 0                                  |
|              | Ortalama            | 22.00                                | 24.25                                  | 20.00                                | 22.00                                  | 13.13                              | 1.11                               | 1.00                               | 1.11                               |
|              | Standard Deviation  | 18.00                                | 18.00                                  | 18.00                                | 18.00                                  | 18.00                              | 1.00                               | 1.00                               | 1.00                               |
|              | Ortalama            | 1.00                                 | 1.13                                   | 1.13                                 | 1.13                                   | 1.13                               | 1.13                               | 1.13                               | 1.13                               |
|              | Kısmi               | 40.00                                | 20.00                                  | 18.00                                | 22.00                                  | 13.13                              | 1.13                               | 1.13                               | 1.13                               |
|              | Kısmi               | 1.00                                 | 1.13                                   | 1.13                                 | 1.13                                   | 1.13                               | 1.13                               | 1.13                               | 1.13                               |
| Osteosentez  | b                   | 10                                   | 10                                     | 10                                   | 10                                     | 10                                 | 10                                 | 10                                 | 10                                 |
|              | Ortalama            | 24.00                                | 23.75                                  | 23.13                                | 21.50                                  | 13.51                              | 1.13                               | 1.00                               | 1.13                               |
|              | Standard Deviation  | 18.00                                | 18.00                                  | 18.00                                | 18.00                                  | 18.00                              | 1.00                               | 1.00                               | 1.00                               |
|              | Ortalama            | 1.00                                 | 1.13                                   | 1.13                                 | 1.13                                   | 1.13                               | 1.13                               | 1.13                               | 1.13                               |
|              | Kısmi               | 40.00                                | 20.00                                  | 18.00                                | 22.00                                  | 13.51                              | 1.13                               | 1.13                               | 1.13                               |
|              | Kısmi               | 1.00                                 | 1.13                                   | 1.13                                 | 1.13                                   | 1.13                               | 1.13                               | 1.13                               | 1.13                               |

|                     | Ortalama | Kısmi Fleksör (1/3) Pik Tork (Niyon) | Kısmi Ekstansör (1/3) Pik Tork (Niyon) | Kısmi Fleksör (1/3) Pik Tork (Niyon) | Kısmi Ekstansör (1/3) Pik Tork (Niyon) | Kısmi Aktif (1/3) Pik Tork (Niyon) | Kısmi Pasif (1/3) Pik Tork (Niyon) | Kısmi Aktif (1/3) Pik Tork (Niyon) | Kısmi Pasif (1/3) Pik Tork (Niyon) |
|---------------------|----------|--------------------------------------|----------------------------------------|--------------------------------------|----------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|
| Ortalama (Ortalama) | 0.000    | 0.000                                | 0.000                                  | 0.000                                | 0.000                                  | 0.000                              | 0.000                              | 0.000                              | 0.000                              |

**Grafik 30: Protez-AR+İF grupları Jamar, Repozisyon ve Pik Tork Sonuçları:**

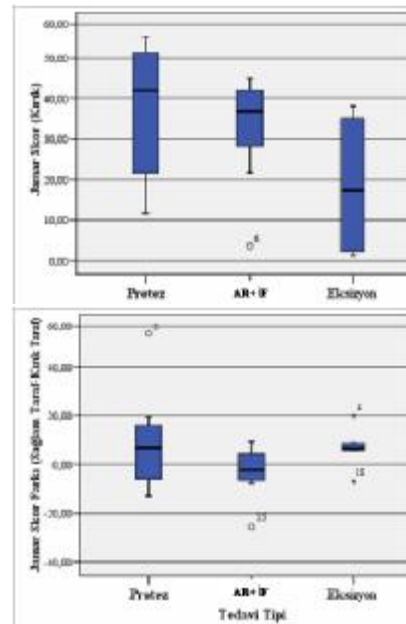


## **PROTEZ-OSTEOSENTEZ-EKSİZYON GRUPLARI ARASI BULGULAR:**

Protez – Osteosentez – Eksizyon gruplarında, Jamar, DASH ve Mayo Skorlarında Protez ve AR+İF grupları arasında örnek çapının yeterli olmaması nedeniyle istatistiksel analiz uygulanamamış ancak medyan, ortalama maksimum ve minimum değerler incelenmiştir. Daha geniş ve homojen örnek çaplarıyla yapılacak çalışmalara ihtiyaç vardır. Eksizyon ile diğer iki yöntem arasında Jamar El Kavrama Gücü, DASH, Mayo skorları, PİK Tork, Repozisyon, Valgus açısı, Hareket genişlikleri arasında ortalama, median, minimum ve maksimum değerler açısından bazı farklar görülmektedir (Tablo 28,29,30 Grafik 31,32,33,34). Jamar El kavrama Gücü Skorları açısından sonuçlar en yüksekten düşüğe sırasıyla; Protez, AR+İF, Eksizyon vakalarında, DASH Skorları açısından sonuçlar en iyiden kötüye; AR+ İF, Protez, Eksizyon vakalarında, Mayo skorlar açısından sonuçlar en iyiden kötüye; AR + İF, Protez, Eksizyon vakalarında (Tablo 28, 29 Grafik 31, 32), Repozisyon testleri açısından sonuçlar en iyiden kötüye pasif repozisyon; Eksizyon, AR+İF, Protez, aktif repozisyon; Eksizyon ≈ Protez, AR+İF, PİK tork testleri açısından sonuçlar Fleksör pİK tork testlerinde en yüksekten düşüğe; AR + İF, Protez, Eksizyon, Ekstansör pİK tork testlerinde en yüksekten düşüğe; AR+İF, Protez, Eksizyon(Tablo 30 Grafik 33, 34), Hareket genişliği sonuçları Fleksiyon genişliğinde; Protez, AR + İF, Eksizyon vakalarında, Ekstansiyon genişliğinde; Eksizyon, AR+İF, Protez vakalarında, Pronasyon genişliğinde; AR+İF, Protez, Eksizyon vakalarında, Supinasyon genişliğinde; Protez, AR+İF Eksizyon vakalarında kaydedilmiştir (Tablo 31, Grafik 35). Valgus açısı artışı sonuçları ise en düşükten yükseğe; AR+İF ≈ Protez, Eksizyon vakalarında izlenmektedir (Tablo 34, Grafik 38).

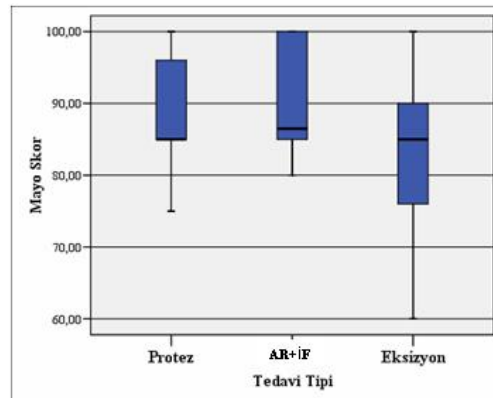
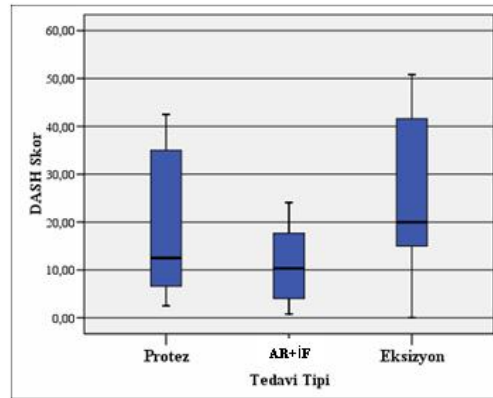
**Tablo 28,Grafik 31: Protez-AR+İF-Eksizyon Sağlam-Kırık taraf arası Jamar Skorları:**

| Tedavi   |            | Jamar Skor<br>(Sağlam) | Jamar Skor<br>(Kırık) | Jamar Skor<br>(Sağlam Kırık) |
|----------|------------|------------------------|-----------------------|------------------------------|
| Protez   | N          | 61                     | 51                    | 61                           |
|          | Ortalama   | 43,5266                | 33,1372               | 38,767                       |
|          | Std. Sapma | 17,6666                | 15,6666               | 15,6666                      |
|          | Medyan     | 43,5266                | 33,1372               | 38,767                       |
|          | Minimum    | 21,50                  | 11,75                 | 11,00                        |
| AR + İF  | N          | 3                      | 3                     | 3                            |
|          | Ortalama   | 29,6667                | 36,6667               | 28,00                        |
|          | Std. Sapma | 17,5667                | 15,6667               | 15,6667                      |
|          | Medyan     | 33,6667                | 33,6667               | 28,00                        |
|          | Minimum    | 2,00                   | 2,00                  | 2,00                         |
| Eksizyon | N          | 3                      | 3                     | 3                            |
|          | Ortalama   | 23,3333                | 38,3333               | 28,00                        |
|          | Std. Sapma | 16,5667                | 15,6667               | 15,6667                      |
|          | Medyan     | 23,3333                | 38,3333               | 28,00                        |
|          | Minimum    | 3,00                   | 3,00                  | 3,00                         |
| Toplam   | N          | 67                     | 57                    | 67                           |
|          | Ortalama   | 33,5666                | 31,1372               | 38,767                       |
|          | Std. Sapma | 16,5666                | 15,6666               | 15,6666                      |
|          | Medyan     | 33,5666                | 31,1372               | 38,767                       |
|          | Minimum    | 2,00                   | 1,00                  | 2,00                         |
|          | Maksimum   | 68,00                  | 55,00                 | 55,00                        |



**Tablo 29,Grafik 32:Protez-AR+İF-Eksizyon Sağlam-Kırık taraf DASH, Mayo Skorları:**

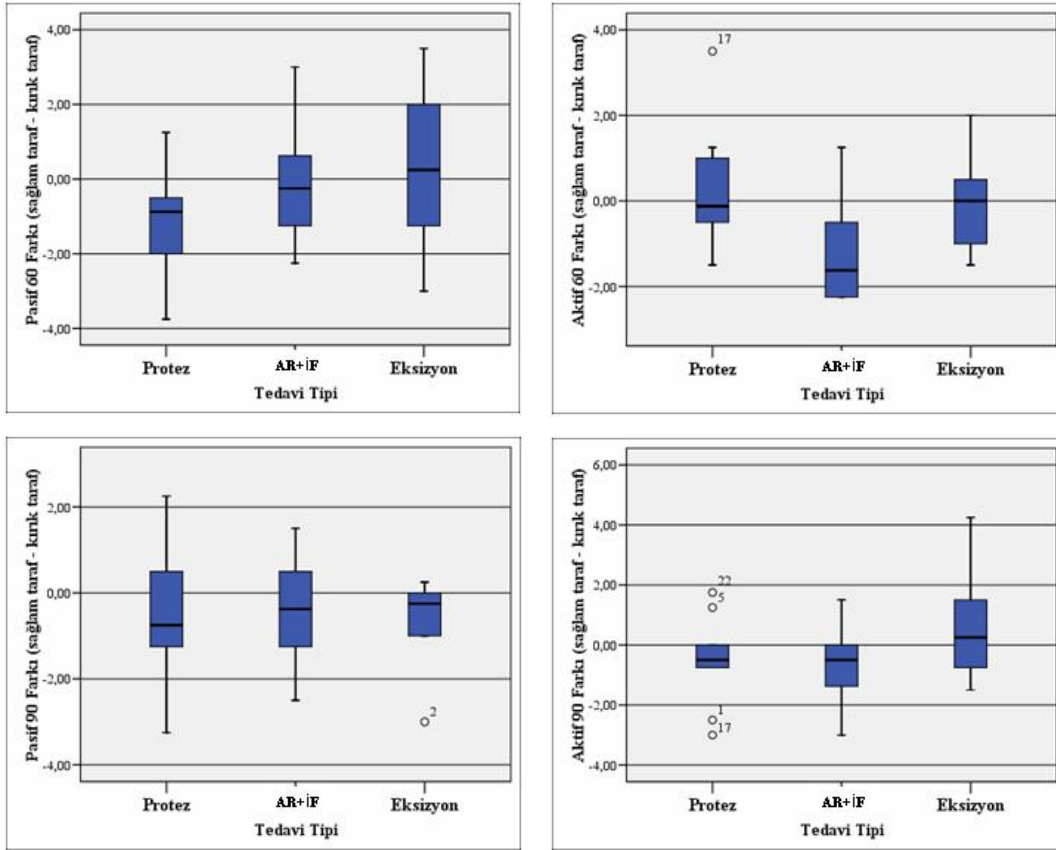
| Tedavi Tipi |            | DASH Skor | Mayo Skor |
|-------------|------------|-----------|-----------|
| Protez      | N          | 10        | 10        |
|             | Ortalama   | 17,8600   | 88,10     |
|             | Std. Sapma | 14,85210  | 8,333     |
|             | Median     | 12,5000   | 85,00     |
|             | Minimum    | 2,50      | 75        |
|             | Maksimum   | 42,50     | 100       |
| AR + İF     | N          | 8         | 8         |
|             | Ortalama   | 11,1250   | 90,38     |
|             | Std. Sapma | 8,31002   | 8,262     |
|             | Median     | 10,3500   | 86,50     |
|             | Minimum    | 0,80      | 80        |
|             | Maksimum   | 24,10     | 100       |
| Eksizyon    | N          | 5         | 5         |
|             | Ortalama   | 25,4800   | 82,20     |
|             | Std. Sapma | 20,55510  | 15,139    |
|             | Median     | 20,0000   | 85,00     |
|             | Minimum    | 0,00      | 60        |
|             | Maksimum   | 50,80     | 100       |
| Toplam      | N          | 23        | 23        |
|             | Ortalama   | 17,1739   | 87,61     |
|             | Std. Sapma | 14,77265  | 10,067    |
|             | Median     | 12,5000   | 85,00     |
|             | Minimum    | 0,00      | 60        |
|             | Maksimum   | 50,80     | 100       |



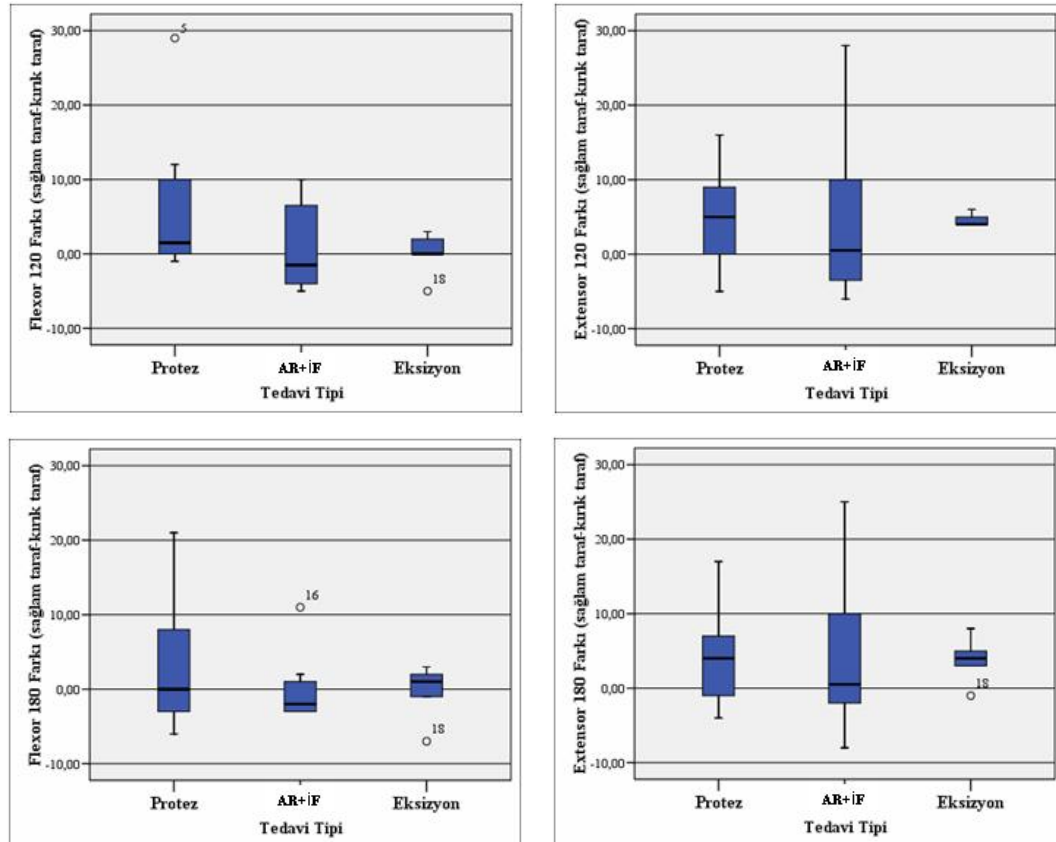
**Tablo 30: Protez-AR+İF-Eksizyon Sağlam-Kırık taraf Repozisyon-Pik Tork Sonuçları:**

| Tedavi Tipi |            | Tesevi I20 (°)    |                   | Tesevi I20 (°)    |                   | Tesevi III (°)    |                   | Tesevi III (°)    |                   | Akrilik III Repozisyon |                   | İstifli III Repozisyon |                   | Akrilik IVB Repozisyon |                   | İstifli IVB Repozisyon |                   |
|-------------|------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|------------------------|-------------------|------------------------|-------------------|------------------------|-------------------|------------------------|-------------------|
|             |            | ( Sağlam- Kırık ) | ( Sağlam- Kırık ) | ( Sağlam- Kırık ) | ( Sağlam- Kırık ) | ( Sağlam- Kırık ) | ( Sağlam- Kırık ) | ( Sağlam- Kırık ) | ( Sağlam- Kırık ) | ( Sağlam- Kırık )      | ( Sağlam- Kırık ) | ( Sağlam- Kırık )      | ( Sağlam- Kırık ) | ( Sağlam- Kırık )      | ( Sağlam- Kırık ) | ( Sağlam- Kırık )      | ( Sağlam- Kırık ) |
| Protez      | N          | 10                | 10                | 10                | 10                | 10                | 10                | 10                | 10                | 10                     | 10                | 10                     | 10                | 10                     | 10                | 10                     | 10                |
|             | Ortalama   | 3,3000            | 2,8000            | 3,3000            | 3,3000            | 4,3000            | 4,3000            | 4,3000            | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            |
|             | Std. Sapma | 2,50000           | 1,40000           | 2,50000           | 2,50000           | 2,50000           | 2,50000           | 2,50000           | 2,50000           | 2,50000                | 2,50000           | 2,50000                | 2,50000           | 2,50000                | 2,50000           | 2,50000                | 2,50000           |
|             | Median     | 3,3000            | 2,8000            | 3,3000            | 3,3000            | 4,3000            | 4,3000            | 4,3000            | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            |
|             | Minimum    | 2,3000            | 2,8000            | 2,3000            | 2,3000            | 4,3000            | 4,3000            | 4,3000            | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            |
|             | Maksimum   | 24,9000           | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000                | 10,6000           | 10,6000                | 10,6000           | 10,6000                | 10,6000           | 10,6000                | 10,6000           |
| AR + İF     | N          | 8                 | 8                 | 8                 | 8                 | 8                 | 8                 | 8                 | 8                 | 8                      | 8                 | 8                      | 8                 | 8                      | 8                 | 8                      | 8                 |
|             | Ortalama   | 6,8750            | 4,1250            | 6,8750            | 6,8750            | 12,8750           | 12,8750           | 12,8750           | 12,8750           | 12,8750                | 12,8750           | 12,8750                | 12,8750           | 12,8750                | 12,8750           | 12,8750                | 12,8750           |
|             | Std. Sapma | 5,12500           | 1,12500           | 5,12500           | 5,12500           | 5,12500           | 5,12500           | 5,12500           | 5,12500           | 5,12500                | 5,12500           | 5,12500                | 5,12500           | 5,12500                | 5,12500           | 5,12500                | 5,12500           |
|             | Median     | 4,3000            | 3,3000            | 4,3000            | 4,3000            | 4,3000            | 4,3000            | 4,3000            | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            |
|             | Minimum    | 3,3000            | 3,3000            | 3,3000            | 3,3000            | 4,3000            | 4,3000            | 4,3000            | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            |
|             | Maksimum   | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000                | 10,6000           | 10,6000                | 10,6000           | 10,6000                | 10,6000           | 10,6000                | 10,6000           |
| Eksizyon    | N          | 5                 | 5                 | 5                 | 5                 | 5                 | 5                 | 5                 | 5                 | 5                      | 5                 | 5                      | 5                 | 5                      | 5                 | 5                      | 5                 |
|             | Ortalama   | 6,3000            | 4,6000            | 6,3000            | 6,3000            | 13,3000           | 13,3000           | 13,3000           | 13,3000           | 13,3000                | 13,3000           | 13,3000                | 13,3000           | 13,3000                | 13,3000           | 13,3000                | 13,3000           |
|             | Std. Sapma | 2,80000           | 1,80000           | 2,80000           | 2,80000           | 2,80000           | 2,80000           | 2,80000           | 2,80000           | 2,80000                | 2,80000           | 2,80000                | 2,80000           | 2,80000                | 2,80000           | 2,80000                | 2,80000           |
|             | Median     | 4,3000            | 4,6000            | 4,3000            | 4,3000            | 4,3000            | 4,3000            | 4,3000            | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            |
|             | Minimum    | 3,3000            | 4,6000            | 3,3000            | 3,3000            | 4,3000            | 4,3000            | 4,3000            | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            | 4,3000                 | 4,3000            |
|             | Maksimum   | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000                | 10,6000           | 10,6000                | 10,6000           | 10,6000                | 10,6000           | 10,6000                | 10,6000           |
| Toplam      | N          | 23                | 23                | 23                | 23                | 23                | 23                | 23                | 23                | 23                     | 23                | 23                     | 23                | 23                     | 23                | 23                     | 23                |
|             | Ortalama   | 3,9565            | 3,5652            | 3,9565            | 3,9565            | 4,9565            | 4,9565            | 4,9565            | 4,9565            | 4,9565                 | 4,9565            | 4,9565                 | 4,9565            | 4,9565                 | 4,9565            | 4,9565                 | 4,9565            |
|             | Std. Sapma | 2,51562           | 1,51562           | 2,51562           | 2,51562           | 2,51562           | 2,51562           | 2,51562           | 2,51562           | 2,51562                | 2,51562           | 2,51562                | 2,51562           | 2,51562                | 2,51562           | 2,51562                | 2,51562           |
|             | Median     | 3,3000            | 3,3000            | 3,3000            | 3,3000            | 3,3000            | 3,3000            | 3,3000            | 3,3000            | 3,3000                 | 3,3000            | 3,3000                 | 3,3000            | 3,3000                 | 3,3000            | 3,3000                 | 3,3000            |
|             | Minimum    | 2,3000            | 3,3000            | 2,3000            | 2,3000            | 3,3000            | 3,3000            | 3,3000            | 3,3000            | 3,3000                 | 3,3000            | 3,3000                 | 3,3000            | 3,3000                 | 3,3000            | 3,3000                 | 3,3000            |
|             | Maksimum   | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000           | 10,6000                | 10,6000           | 10,6000                | 10,6000           | 10,6000                | 10,6000           | 10,6000                | 10,6000           |

**Grafik 33: Protez-AR+İF-Eksizyon Sağlam-Kırık taraf arası Repozisyon Sonuçları:**



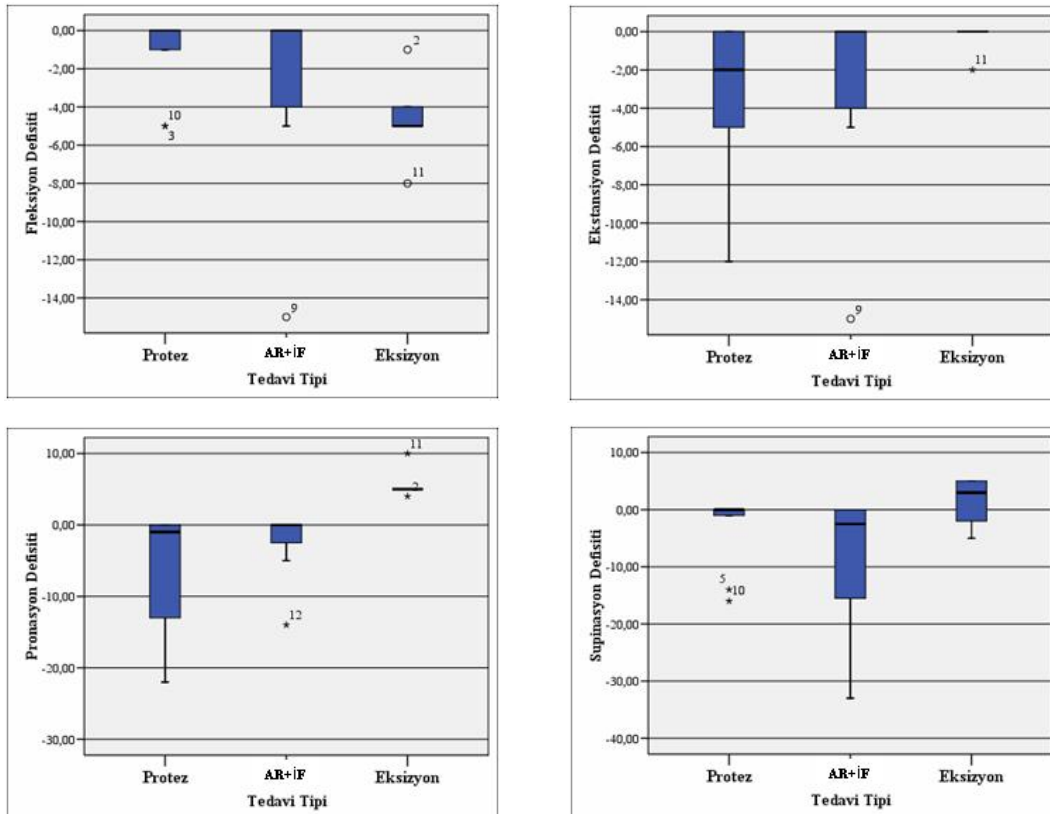
**Grafik 34: Protez-AR+İF-Eksizyon Sağlam ve Kırık taraf arası Pık Tork Sonuçları:**



**Tablo 31: Protez-AR+İF-Eksizyon grupları Kırık taraf arası Hareket Genişlikleri :**

| Tedavi   |            | Flexiyezyon<br>Hareketi | Ekstansiyon<br>Hareketi | Pronasyon<br>Hareketi | Supinasyon<br>Hareketi |
|----------|------------|-------------------------|-------------------------|-----------------------|------------------------|
| Protez   | N          | 11                      | 11                      | 11                    | 11                     |
|          | Ortalama   | -1,1666                 | -2,12                   | -2,2222               | -2,2222                |
|          | Std. Sapma | 2,16776                 | 1,363                   | 2,04555               | 2,04555                |
|          | Medyan     | 0,00000                 | -2,22                   | -2,2222               | 0,00000                |
|          | Minimum    | -2,16                   | -3                      | -3,33                 | -3,33                  |
|          | Maksimum   | 0,66                    | 0                       | 0,66                  | 0,66                   |
| AR+İF    | N          | 8                       | 8                       | 8                     | 8                      |
|          | Ortalama   | -2,6250                 | -2,88                   | -2,2500               | -2,2500                |
|          | Std. Sapma | 3,24573                 | 2,347                   | 3,6048                | 3,6048                 |
|          | Medyan     | 0,00000                 | 0,00                    | 0,0000                | 0,0000                 |
|          | Minimum    | -13,66                  | -15                     | -14,66                | -13,66                 |
|          | Maksimum   | 6,66                    | 3                       | 0,66                  | 0,66                   |
| Eksizyon | N          | 3                       | 3                       | 3                     | 3                      |
|          | Ortalama   | 2,6666                  | 2,67                    | 2,666                 | 2,6666                 |
|          | Std. Sapma | 2,56558                 | 2,824                   | 2,5655                | 2,56558                |
|          | Medyan     | 3,66666                 | 3,67                    | 3,6666                | 3,6666                 |
|          | Minimum    | 0,66                    | 0                       | 0,66                  | 0,66                   |
|          | Maksimum   | 6,66                    | 3                       | 6,66                  | 6,66                   |
| Toplam   | N          | 22                      | 22                      | 22                    | 22                     |
|          | Ortalama   | -2,4545                 | -2,45                   | -2,4545               | -2,4545                |
|          | Std. Sapma | 3,69118                 | 3,258                   | 3,2909                | 3,2909                 |
|          | Medyan     | 0,00000                 | 0,00                    | 0,0000                | 0,0000                 |
|          | Minimum    | -13,66                  | -15                     | -14,66                | -13,66                 |
|          | Maksimum   | 6,66                    | 3                       | 0,66                  | 0,66                   |

**Grafik 35 : Protez-AR+İF-Eksizyon grupları Kırık taraf arası Hareket Genişlikleri :**





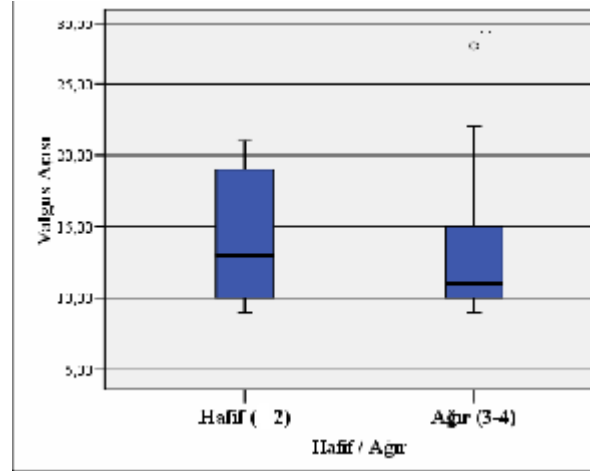
### **KIRIK ŞİDDETİNİN VALGUS AÇISI ÜZERİNE ETKİLERİ:**

Hafif (Tip 2)/Ağır (Tip 3-4) gruplar arası postoperatif uzun dönem valgus açısı değerlerinde Wilcoxon yönteminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (p=0,679). Eksizyon uygulanmış olan vakaların da Hafif grup içinde olması sonucu valgus açıları Hafif grupta daha geniş ve ileri derecelere ulaşarak, Ağır grup düzeyine erişmektedir (Tablo 32 Grafik 36).

**Tablo 32, Grafik 36: Hafif-Ağır grup Valgus Açıları :**

| Hafif / Ağır |            | Valgus Açısı |
|--------------|------------|--------------|
| Hafif ( 2)   | N          | 9            |
|              | Ortalama   | 14,44        |
|              | Std. Sapma | 4,851        |
|              | Median     | 13,00        |
|              | Minimum    | 9            |
|              | Maksimum   | 21           |
| Ağır (3-4)   | N          | 14           |
|              | Ortalama   | 13,21        |
|              | Std. Sapma | 5,494        |
|              | Median     | 11,00        |
|              | Minimum    | 9            |
|              | Maksimum   | 28           |
| Toplam       | N          | 23           |
|              | Ortalama   | 13,70        |
|              | Std. Sapma | 5,174        |
|              | Median     | 11,00        |
|              | Minimum    | 9            |
|              | Maksimum   | 28           |

|   | Valgus Açısı |
|---|--------------|
| p | 0,567        |



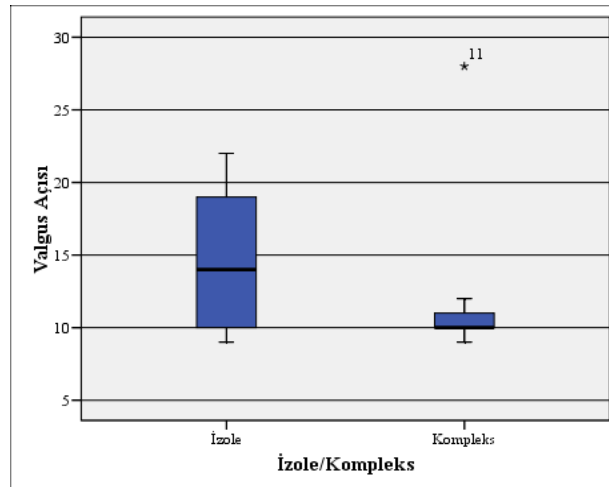
### **TRAVMA ŞİDDETİ-YARALANMA TİPİNİN VALGUS AÇISI ÜZERİNE ETKİLERİ:**

İzole/Kompleks grup arası postoperatif uzun dönem valgus açısı değerlerinde Wilcoxon yönteminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (p=0,171) (Tablo 33, Grafik 37).

**Tablo 33, Grafik 37: İzole-Kompleks grup Valgus Açıları:**

| İzole/Kompleks |            | Valgus Açısı |
|----------------|------------|--------------|
| İzole          | N          | 14           |
|                | Ortalama   | 14,57        |
|                | Std. Sapma | 4,636        |
|                | Median     | 14,00        |
|                | Minimum    | 9            |
|                | Maksimum   | 22           |
| Kompleks       | N          | 9            |
|                | Ortalama   | 12,33        |
|                | Std. Sapma | 5,937        |
|                | Median     | 10,00        |
|                | Minimum    | 9            |
|                | Maksimum   | 28           |
| Toplam         | N          | 23           |
|                | Ortalama   | 13,70        |
|                | Std. Sapma | 5,174        |
|                | Median     | 11,00        |
|                | Minimum    | 9            |
|                | Maksimum   | 28           |

|   | Valgus Açısı |
|---|--------------|
| p | 0,171        |



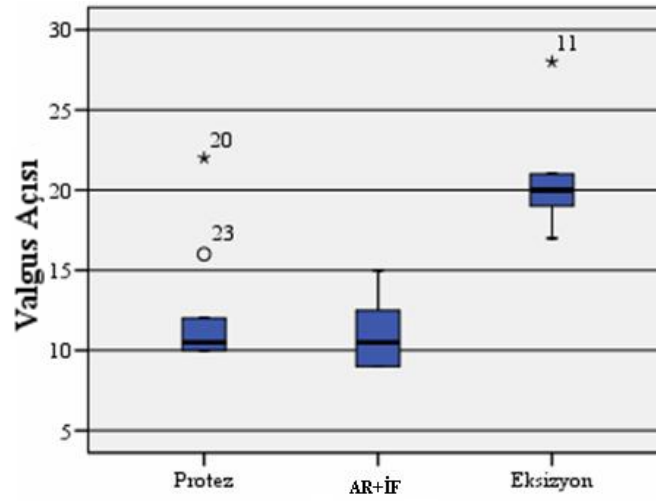
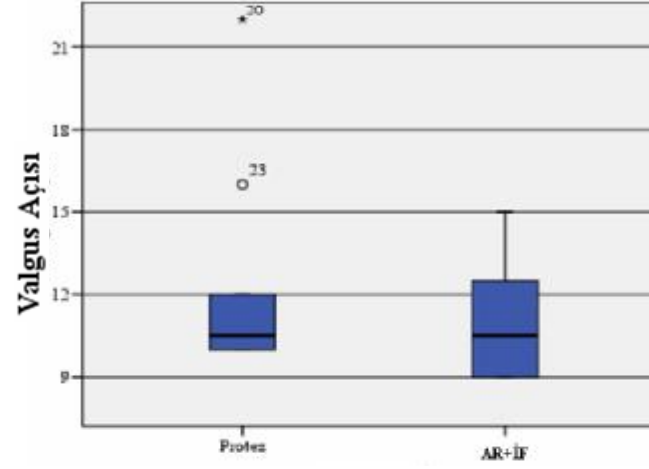
### **FARKLI CERRAHİ YÖNTEMLERİN VALGUS AÇISI ÜZERİNE ETKİLERİ:**

Protez, AR+İF, Eksizyon grupları arasında örnek çapının yetersiz olması nedeniyle ortalama, median, minimum ve maksimum değerler incelenmiştir. Farklı cerrahi yöntemler arasında median değerlerinde eşitlik söz konusu iken protez vakalarının valgus açı ortalamalarının AR+İF vakalarından daha fazla olduğu, Eksizyon vakalarının Artroplasti ve Açık Redüksiyon İnternal Fiksasyon vakalarına göre uzun dönemde daha ileri valgus açısı değerlerinde toplandığı görülmektedir. Bu bulgular doğrultusunda farklı cerrahi yöntemler sonucu valgus açıları en düşükten yükseğe; AR+İF  $\approx$  Protez, Eksizyon şeklindedir (Tablo 34 Grafik 38). Grafikte 20 ve 23 numaralı hastaların normal dağılımdan ileri derecede ayrılarak  $16^\circ$  ve  $22^\circ$  valgus açıları olduğu görülmektedir (Grafik 38). Bu hastalar MKL tamiri uygulanmamış hastalardır. Çalışmamızda yer alan 23 hastadan 7 tanesinde MKL rüptürü tespit edilmiştir ve çalışmamızda yer alan 23 hasta içerisinde 5 hastaya eksizyon uygulanmıştır. 7 MKL rüptürü mevcut vakadan ise 1 tanesine eksizyon uygulanmış olup bu hastanın uzun dönem valgus açısı  $25,5^\circ$ 'dir. 23 hastadan 7'sinde ise valgus açılarında artış tespit edilmiştir. Valgus açısı artışı gösteren bu hastaların 2'sinde AR+ İF, 1 tanesinde Artroplasti ve 4 tanesinde Eksizyon uygulanmıştır. AR + İF uygulanmış 2 vakada ortalama valgus açısı artışı  $3,5^\circ$  iken, protez uygulanmış 1 vakada  $12^\circ$ , eksizyon uygulanmış 4 vakada ise  $7,2^\circ$  'dir.

**Tablo 34: Protez-AR+İF-Eksizyon Grupları Valgus Açıları:**

| Tedavi Tipi |            | Valgus Açısı |
|-------------|------------|--------------|
| Protez      | N          | 10           |
|             | Ortalama   | 12,20        |
|             | Std. Sapma | 3,910        |
|             | Median     | 10,50        |
|             | Minimum    | 10           |
|             | Maksimum   | 22           |
| AR + İF     | N          | 8            |
|             | Ortalama   | 11,00        |
|             | Std. Sapma | 2,204        |
|             | Median     | 10,50        |
|             | Minimum    | 9            |
|             | Maksimum   | 15           |
| Eksizyon    | N          | 5            |
|             | Ortalama   | 21,00        |
|             | Std. Sapma | 4,183        |
|             | Median     | 20,00        |
|             | Minimum    | 17           |
|             | Maksimum   | 28           |
| Toplam      | N          | 23           |
|             | Ortalama   | 13,70        |
|             | Std. Sapma | 5,174        |
|             | Median     | 11,00        |
|             | Minimum    | 9            |
|             | Maksimum   | 28           |

**Grafik 38: Protez-AR+İF-Eksizyon Grupları Valgus Açıları:**



## **9.TARTIŞMA:**

Günlük yaşantımızda ve profesyonel aktivitelerimizde en sık kullandığımız ve aktivitelerimizin en önemli kısmında rol oynayan organ elimizdir. El, hassas ve karmaşık anatomisiyle, hassas ve karmaşık aktivitelerin kusursuz bir şekilde oluşturulabilmesini sağlamaktadır. Sahip olduğu yetenek ise beyinden ileri gelmektedir. Bu açıdan bakıldığında el, insan beyninin hassasiyetinin, karmaşıklığının ve yeteneğinin dışa vurumudur.

Dirsek ise lokalizasyonu itibariyle dış dünyadan gelen etkilerin ve dış dünyaya giden tepkilerin kavşak noktası konumundadır. El ile beyin, biz ile çevremiz arasındaki en önemli bağlantıdır.

Üst ekstremité propriyosepsiyonu ise, literatür de oldukça az çalışılmış bir kavramdır. “Dirsek eklemi anatomi ve konfigürasyonu değiştiğinde propriyosepsiyon nasıl değişir? Bazı reseptörler sadece ekstrem açılarda uyarıldığı için mi ekstrem eklem açılarında propriyosepsiyon da değişmektedir? Lokalize etmek istediğimiz hedeflere göre propriyoseptif fonksiyonlarımız da değişir mi yoksa tüm bu propriyosepsiyonel farklılıklar santral sinir sisteminde algı düzeyinde mi düzenlenmektedir?” gibi soruların halen literatürde net ve kesin yanıtları bulunmamaktadır. Tüm bunların yanında, dirsek travması sonrası dirsek propriyosepsiyonunun nörofizyolojik etkilenme mekanizmaları üzerine yapılmış çalışma bulunmamaktadır. Hedef tipi ve özelliklerinden bağımsız olarak propriyoseptif fonksiyonlar da, travma vb. patolojik etkilerle periferik propriyosepsiyonel sinyallerin değişmesine bağlı olarak değişmektedir. Ayrıca hareket genişliğimizin ekstrem sınırlarında ve vücut santralinden artan uzaklıklarla yapılan motor görevlerde sınır değerlere yaklaşıldıkça oluşan fizyolojik etkilerle propriyosepsiyonel yeteneklerin azalmaktadır. Buna sekonder pozisyon algısı ve motor kalibrasyon çelişki ve yanılgıları oluşabilmekte, fonksiyonlar ciddi derecede etkilenmekte, yüksek hata oranları oluşmaktadır. C.T. Fuentes ve A.J. Bastian’ın 2009 yılında yaptıkları çalışmada, 30-60-90° şeklinde artan omuz abduksiyon derecelerinde normal bir dirsekte repozisyon hatalarının giderek arttığını göstermiş ve en iyi sonuçlar 30° omuz abduksiyonunda elde edilmiştir (123). Ayrıca günlük hayatımıza baktığımızda da benzer bir durum söz konusudur. Dirsek travması sonrası cerrahi tedavi ve fiziksel rehabilitasyon uygulanacak bir hastada ilk hedeflerden birisi de o kişinin günlük aktivitelerini sorunsuz bir şekilde yerine getirebileceği hareket genişliği olan 30°-130° hareket genişliğini korumak olmaktadır. Bu ortalama açı genişliği, kişi günlük aktivitelerini bu aralıklarda sorunsuzca yapabilmekte olduğu ve bu aralıklarda propriyoseptif yeteneklerini en maksimum düzeyde

kullanabilmekte olduğu için tercih edilmektedir. Çünkü sınır değerlere yaklaşıldıkça, eklem çevresi kas ve propriyoseptör dinamikleri optimal sınırdan uzaklaşmaya başlamaktadır.

Hareket taslaklarının oluşturulmasında duyuşal ve motor bilgiler, öğrenilmiş eski tecrübeler rol oynamaktadır. Defalarca yapılan bir test sonuçlarının gittikçe iyiye gitmesi, hata oranının azalması bu bilgiyi desteklemektedir. Pratik yapılarak tecrübe edilen aktivitelere yönelik motor ve propriyoseptif detaylar ( gereken fusimotor koaktivasyon düzeyi, Kas içcik hassasiyet eşik değeri gibi) SSS’de o motor aktiviteye spesifik profil olarak kaydedilir ve sonraki aktivitelerde kullanılmak üzere referans alınır. Bu durum, propriyosepsiyonun beyin düzeyinde de işlemlendirilmekte olduğunu göstermektedir. Bu açıdan propriyoseptif sistemin temel detaylarını keşfetmek ve anlamak yüksek propriyosepsiyonel ihtiyaçları olan ya da ciddi propriyosepsiyonel defisitleri olan popülasyonlara nasıl daha iyi yardımcı olabileceğimize dair bize yol gösterecektir. Teknolojik gelişmeler, sinirsel görüntüleme teknolojisindeki yenilikler ışığında propriyoseptif sistemin detayları daha iyi anlaşılabilir, robotik rehabilitasyon teknolojisi ile propriyoseptif komponentlere daha spesifik ve daha etkin rehabilitasyon imkanları oluşturulabilir, myoelektrik protez ve sinirsel sistem teknolojisindeki ilerlemeler paralelinde ampute, plejik yada palsili hasta popülasyonlarına, profesyonel düzey spor ve hobilerle uğraşan bireylere daha faydalı olunabilecektir (122-126).

Çalışmamızda, şimdiye dek el aktiviteleri ve beyin fonksiyonları üzerine direkt olarak yapılmış çalışmalardan farklı olarak, el aktivitelerimizi ve beyin fonksiyonlarımızı, bu arkın kavşak noktasında bulunan, perde arkasındaki rolüyle karmaşık fonksiyonlara kusursuzca eşlik eden, dirsek eklemi çerçevesinde incelemeyi amaçladık. Oldukça sık karşılaşılan bir dirsek travması olan radius başı kırıklarının el ve üst ekstremitte fonksiyonları üzerine patolojik etkilerinin nörofizyoloji düzeyinde yorumlanarak daha iyi anlaşılabilceğine, tanı ve tedavi stratejilerini, uzun dönem dirsek fonksiyonlarını daha üst seviyelere çıkaracağına inanmaktayız.

Erişkin dirseğindeki en sık kemik yaralanma, radius başı kırıklarıdır (1,78). Sıklıkla yetişkinlerde görülürken, çocuklarda ise nadirdir. Çocuklarda kırık yapıdaki radius başı kırılmaya dirençlidir, bu nedenle çocuklarda radius başından çok radius boyun kırığına rastlanmaktadır. Radius baş ve boyun kırıklarının yaklaşık yarısı, dirseğin diğer ek yaralanmalarıyla birlikte (2, 3, 78). Radius başı kırıklarına sık olarak distal radioulnar eklem, interosseöz membran, medial kollateral bağ hasarı, olekranon ve koronoid kırıkları ile ipsilateral el bileği yaralanmaları eşlik edebilmektedir (4,5,78).

Sonuç olarak, tüm bu ek yaralanmalar, travma, kırık şiddeti, instabilite, uygulanan cerrahi tedavi yöntemi ve fiziksel rehabilitasyon protokolü gibi faktörler fonksiyonel ve

propriyoseptif sonuçları, dolayısıyla günlük yaşam aktivite düzeyini ve profesyonel aktivite düzeyini direkt olarak tehdit etmektedir (34, 65, 80, 93).

Radius başı kırıklarına ve uzun dönem sonuçlarına dair literatürde sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır (1-5). Dirsek bölgesinin ve Radius başının fonksiyonel önemi ise santral sinir sistemi ve el fonksiyonları arasında kavşak görevi görmesi, ince ve özelleşmiş el fonksiyonlarına eşlik etmesi, bu fonksiyonların önemli bir tamamlayıcısı olması ve günlük yaşam aktivitelerinin kusursuz yerine getirilmesine destek olmasından ileri gelmektedir. Şüphesiz dirsek eklemine ince afferent-efferent fonksiyonlara katılmasında en önemli rolü oynayan radius kemiğidir.

Güncel literatürde propriyosepsiyon ve kas iskelet sistemi nörofizyolojisi üzerinde oldukça çalışma bulunmakta ancak travmatoloji perspektifinde patolojik durumların normal dirsek propriyosepsiyonunu nasıl etkilediği, santral sinir sisteminde nasıl yorumlandığı, altta yatan patolojik nörofizyolojik süreçlere ve radius kırıklarının bu süreçlere ne kadar ve ne şekilde etki ettiği konusunda bilgi ve çalışma bulunmamaktadır. Bu amaçla çalışmamızda, travmatik dirsekte radius başı kırıkları sonrası propriyoseptif etkilenme mekanizmaları ve güncel olarak uygulanan farklı cerrahi yöntemlerin propriyoseptif etkilenme sürecinde nasıl ve ne düzeyde rol aldığını inceleyerek, günlük yaşam kalitesi ve profesyonel aktivitelere dair fonksiyonel sonuçların daha üst seviyelerine çıkarılmasına katkıda bulunmayı amaçladık. Bu amaçla; kırık tipi, tedavi yöntemi, taraf dominansı ve eşlik eden ek travmaların etkisi gibi faktörleri ayrıntılı şekilde göz önünde bulundurarak kompleks el fonksiyonlarının ve günlük yaşam aktivitelerinin sorunsuz yerine getirilmesi için radius başı kırıklarının, travma şiddetinin, farklı cerrahi yöntemlerin propriyosepsiyon hissine ve fonksiyonel sonuçlara etkilerini inceledik.

Bilindiği gibi normal dirsek propriyosepsiyonu üzerinde dirsek çevresi, ligamanlar, eklem kapsülü, cilt gibi anatomik etkenler yanında stabilite, kas gerilim-uzunluk ilişkisi, kas içiğinin durumu, egzersiz ve yorgunluk, cilt gerginliği gibi fonksiyonel kavramlar da rol oynamaktadır. Ancak radius başı kemik dokusunun ise propriyosepsiyonda ne düzeyde ve ne şekilde rol aldığı bilinmemektedir (133,143,144,154). Bu amaçla radius başı tip 2 - 3 ve 4 kırık tipleri arasında osteosentez, artroplasti ve eksizyon cerrahi yöntemleri, fonksiyonel sonuçlarda etkisi olabilecek travma şiddeti, kırık tipi, ek yaralanma özellikleri, yumuşak doku rekonstrüksiyonu, taraf dominansı, yaş, cinsiyet, vücut kitle indeksi, cinsiyet ve vücut kitle indeksi gibi faktörler kas dinamikleri, propriyosepsiyon ve santral sinir sistemindeki süreçler yönünden bir bütün halinde ele alınmıştır. Hasta popülasyonumuz, yaş grubu açısından, literatürde radius başı kırıklarına dair ve propriyosepsiyona dair yapılmış epidemiyolojik

çalışmalarla koreledir (73,75,78,234). Taraf dominansının radius başı kırıklarının iyileşme sürecine ve propriyosepsiyonel sonuçlara etkisi Dominant/Non-dominant, Travma ve kırık şiddetinin etkisi Hafif (Tip 2) / Ağır (Tip 3-4), Travma şiddeti ve Ek yaralanma özellikleri İzole( Sadece Radius başı kırığı) / Kompleks ( Radius başı kırığı yanında koronoid, MKL gibi ek yaralanma varlığı), Farklı kırık tiplerinin farklı etkileri Mason Tip 2/ 3 /4, farklı cerrahi yöntemlerin etkileri Eksizyon, Osteosentez ve Artroplasti şeklinde farklı gruplar temelinde yorumlanmıştır. Yaralanma sırasında oluşan yumuşak doku hasarının, iyileşme sonrasında gelişen deformite, valgus açısı, hareket genişliği değişikliklerinin propriyosepsiyon üzerindeki etkileri ve etki mekanizmaları nörofizyolojik düzeyde açıklanmıştır.

Jamar dinamometre, el fleksör kavrama kuvvetinin, el propriyosepsiyonun ve dirsek çevresi fleksör kas gücünün konvansiyonel bir ölçüm yöntemidir. DASH skorlaması, üst ekstremitte fonksiyonlarına yönelik günlük aktiviteleri içeren, kaba ve ince, motor ve propriyoseptif fonksiyonların değerlendirildiği bir yöntemdir. Mayo skorlaması, ağrı düzeyi, dirsek stabilitesi, hareket genişliği ve günlük aktivite başarısını değerlendirerek dirsek performansı hakkında bilgi veren bir yöntemdir. Cybex izokinetik norm dinamometre ölçümleri ile yapılan repozisyon ve pik tork analizleri ise dirsek fonksiyonlarının en objektif ve hassas düzeyde incelenmesini, pozisyon hissi, açısal sapma, hareket algısı, kas gücü gibi ayrıntılı propriyoseptif ve fizyolojik değerlendirmeye olanak tanıyan en güncel ve en yaygın olarak kullanılan analiz yöntemidir. Çalışmamızda tüm bu test sonuçlarının bileşkesini alarak dirsek fonksiyonlarına ve radius başı kırıkları sonrası propriyoseptif etkilenme sürecine kapsamlı bir bakış açısı sunmayı amaçladık.

#### **Kırık-Sağlam taraf arası sonuçlar:**

Kırık ve Sağlam taraflar arasında Jamar El Fleksör Kavrama Kuvveti açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0,447$ ) (Tablo 3, Grafik 1 ). Sağlam ve kırık taraflar arası 60° Aktif Repozisyon, 120° ve 180° Ekstansör Pik Tork değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir ( $p=0,045$ ,  $p= 0.033$ ,  $p=0,017$ ) (Tablo 3,4, Grafik 2,3). Sağ dominant hasta grubumuzda, sağ taraf kırıklarının tedavi sonrası, kırık olmayan sol taraf düzeyine oldukça yaklaştığı, ancak sol taraf kırıklarında ise tedavi sonrası, kırık olmayan sağ taraf ile arasında önemli fark bulunduğu tespit edilmiştir. Bu durum radius başı kırıkları sonrası dominant tarafta motor fonksiyonlar açısından non-dominant tarafa göre daha yüksek bir iyileşme potansiyeli olduğunu göstermektedir (53, 73, 77, 78). Kırık taraf etkisinin repozisyon sonuçlarında baskın taraf etkisinden daha güçlü bir etken olduğunu ve radius başı kırıklarında propriyosepsiyon hissini taraf dominansından daha etkin bir şekilde kırık ve

travma şiddeti ile belirlendiğini, radius başı kırıklarının, taraf dominansı etkisinin önüne geçerek dirsek propriyoseptif fonksiyonlarını negatife çevirebilecek kadar etkin bir travma olduğunu göstermektedir. Jamar, DASH ve Pik tork gibi propriyoseptif ve motor fonksiyonların bir arada rol aldığı kompleks aktivitelerin aksine salt duyuşal propriyoseptif fonksiyonların rol aldığı repozisyon sonuçlarında, radius başı kırıklarının etkin bir faktör olduğu görölmektedir (Tablo 4 Grafik 2,3). Repozisyon testlerinde oluşın fark, radius başı kırıkları sonrasında dirsek propriyosepsiyon hissinin etkilenmekte olduğunu ve radius kemiğinin dirsek propriyosepsiyonunda rol alan anatomik ve fonksiyonel açıdan önemli bir kemik olduğu düşüncemizi desteklemektedir. Propriyosepsiyon ve repozisyon hissinin analizi amacıyla daha hassas ve objektif yöntemlerin geliştirilmesiyle bu durum daha da net ortaya konabilecektir. Pik tork değerlerinde, özellikle ekstansör pik tork değerlerinde anlamlı bir fark oluşması, Morrey ve arkadaşlarının çalışmalarında belirttikleri, dirseğın travmaya en hassas motor fonksiyonunun ekstansiyon olduğu bulgusuyla örtüşmektedir (40, 41, 46).

#### **Sağ (Dominant) - Sol (Non-dominant) taraflar arası sonuçlar:**

Sol (Non-dominant) tarafını kıran hastaların Sağ-Sol tarafları arası Jamar skorlarında istatistiksel olarak anlamlı derecede fark olması ve Sağ (Dominant) tarafını kıran hastaların ise Sağ-Sol tarafları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaması, DASH skor ve Pik Tork sonuçlarıyla da korelasyon göstermektedir. Sol (Non-dominant) taraf kırıklarında sol taraf Jamar skor medyan değerleri, Sağ(Dominant) taraftan düşük iken (Sol=29,50lbs, Sağ=37,85lbs), Sağ(Dominant) taraf kırıklarında Jamar skor medyan değerleri Sol (Non-dominant) taraftan daha yüksek değerlerdedir (Sağ= 40lbs, Sol=36,30lbs) (Tablo 5,Grafik 5). Dominant taraf Jamar Skor, DASH Skor ve Pik Tork sonuçları farklı cerrahi yöntemlerden bağımsız olarak dominant taraf lehine olumlu bulunmuştur (Tablo 6, Grafik 6). Ayrıca Sağ (Dominant)-Sol (Non-dominant) taraf kırık gruplar arası DASH skorlarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamasına rağmen sağ dominant hasta grubumuzda sağ taraf kırığı DASH skorlar ortalaması, medyan, maksimum ve minimum değerleri, sol taraf kırıklarına göre daha düşük bulunmuştur (Sağ=9,10 Sol=13,75) (Tablo 6, Grafik 6) Sonuç olarak; Radius başı kırıkları sonrası yoğun propriyoseptif geri bildirim ve motor beceri gerektiren aktivitelerin bir bileşkesi olan günlük yaşam aktivitelerine dair uluslar arası düzeyde kabul edilen bir değerlendirme yöntemi olan DASH Skorlaması, Jamar El Fleksör Kavrama Kuvveti ve Mayo skor sonuçlarıyla korele bir şekilde Kırık-Baskın taraf uyumunun dirsek fonksiyonlarında olumlu bir faktör olduğunu göstermektedir.



Sağ taraf dominant hasta grubunda, Sağ taraf kırıkları ile Sol taraf kırıkları arasında sağ-sol taraf arası 60°-90° aktif-pasif repozisyon sonuçlarına baktığımızda, istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Kırık sonrası sağlam ve kırık, sağ (dominant) ve sol (non-dominant) taraflar arasında fark olmaması uygulanan cerrahi ve rehabilitasyon yöntemlerinin başarısını göstermesi yönünden anlamlıdır. Ancak sağ (dominant) tarafını kıran hastaların sağ taraf sonuçları geniş bir aralıkta dağılma ve yüksek amplitüdlerle sapmalar göstermektedir. Sağ (dominant) tarafını kıran hastaların sağ ve sol taraf arası 60 derece Pasif ve Aktif repozisyonlama sonuçları, sol (non-dominant taraf) lehine sağ (dominant) taraftan iyi çıkmış, daha dar ve düşük amplitüdlere toplanmış ve daha düşük amplitüdlere sapmalar göstermiş, belirgin derecede anlamlı p değerleri elde edilmiştir (Tablo 7,8 Grafik 7,8). Taraf dominansının propriyosepsiyon üzerinde etkisi olduğu bilinmektedir. Bu açıdan bulgularımız Goble ve Brown'ın 2007 yılında sağlıklı dominant dirseğin propriyosepsiyonuna dair repozisyon ve motor fonksiyon üzerine yaptığı çalışmalarla uyumludur. Goble ve Brown'a göre, sağ taraf dominant hastaların ipsilateral sağ(dominant) üst ekstremiteleri motor fonksiyonlar ve görsel propriyosepsiyon üzerine daha iyi özelleşmekte, kontralateral sol(nondominant) üst ekstremiteleri ise duyuşal propriyosepsiyon üzerinde daha iyi özelleşmektedir. Dominant(sağ) üst ekstremitte beyin düzeyinde de daha çok görsel propriyosepsiyon üzerine özelleşerek görsel geri bildirim varlığında, sol taraftan daha iyi sonuçlar göstermekte ve kontralateral (sol) üst ekstremitenin ise beyin düzeyinde duyuşal propriyosepsiyon üzerinde özelleşerek duyuşal (vibrasyon, basınç, repozisyon hissi) propriyosepsiyon varlığında dominant taraftan daha iyi sonuçlar göstermektedir. Goble ve Brown bu durumu şu şekilde ifade etmektedir; "Sağ dominant bireylerde tıpkı bir çekiçle çivi çakmak gibi, sağ dominant bir insan sol eliyle çiviye tutmakta ve sağ eliyle çekici çiviye sapmadan vurabilmekte, bir kağıda yazı yazarken sol eli ile kağıdı tutup oryante ederek sağ eli ile de bakarak yazı yazmaktadır" (205-207). Sağ taraf dominant bireylerde duyuşal propriyosepsiyon, sağ temporoparietal kortekste temsil edilirken, görsel propriyosepsiyon sol hemisfer oksipital kortekste temsil edilmektedir. Bu hastalarda Sol kol/Sağ Hemisfer Duyuşal Propriyoseptif merkez, Sağ kol/Sol Hemisfer Görsel Merkez ilişkisi bulunmaktadır. Propriyoseptif test amacıyla görsel geri bildirimler elimine edildiğinde (göz kapatıldığında) Sağ Kol/Görsel Merkez ilişkisi bozulmakta ve sağ taraf sonuçları bozulmakta, Sol Kol/Sağ Hemisfer ilişkisi devam etmekte ve sol taraf propriyosepsiyon fonksiyonları etkilenmemektedir(205-207). Goble ve Brown yaptıkları çalışmada aynı ilişkinin sol taraf dominant bireylerde de mevcut olduğunu kanıtlamışlardır. Bu durum; çalışmamızda radius başı kırığı ve cerrahisi sonrası da bozulmamakta, Goble ve Brown'ın kırık geçirmemiş normal

sağ dominant bireyler üzerindeki bulguları ile Radius başı kırığı geçirmiş sağ dominant bireyler üzerindeki bulgularımız ile paralellik göstermektedir. Sağ dominant hasta grubumuzda propriyoseptif ölçümler göz kapatılarak yapıldığında sol tarafı avantajlı, sağ tarafı ise dezavantajlı bırakmış olmaktadır. Bu nedenle sağ taraf repozisyon sonuçlarında sol tarafa göre daha yüksek açısal sapmalar oluşmaktadır. Dominant-nondominant taraf arasında istatistiksel olarak fark bulunmaması, dominant taraf kapasitesi görsel ipuçlarının elimine edilmesi ve travma etkisiyle gelişen propriyoseptör kaybına sekonder baskılandığı için, beklenen bir bulgudur. Ayrıca kırık etkisiyle hasarlanan ligaman, kapsül ve kas doku, ameliyat etkisiyle iyatrojenik olarak hasarlanan ligaman, kapsül, kas doku ve cilt gibi propriyoseptörlerin de etkilenmiş olması nedeniyle sağ(dominant) bireylerin dominant tarafının repozisyon sonuçlarında yüksek sapmalar göstermesi beklenen bir bulgudur. Literatürden farklı olarak; radius başı kırıklarında patolojik propriyosepsiyon mekanizmaları üzerinde bu ilişki ilk defa incelenmiştir. Kırık taraf etkisinin repozisyon sonuçlarında taraf dominansından daha güçlü bir etken olduğunu ve radius başı kırıklarında propriyosepsiyon hissinin taraf dominansından bağımsız olarak kırık ve travma ile belirlendiğini, travma-kırık etkisinin, taraf dominansı etkisinin önüne geçerek dirsek propriyoseptif fonksiyonlarını negatif yönde etkileyebileceğini göstermektedir. Bu açıdan radius başının dirsek fonksiyonları ve propriyosepsiyonu üzerinde ne kadar fonksiyonel olduğu ortaya çıkmaktadır. Jamar, DASH ve Pik tork gibi propriyoseptif ve motor fonksiyonların bir arada rol aldığı kompleks aktivitelerin aksine salt propriyosepsiyonun rol aldığı repozisyon sonuçlarıyla bu düşüncemiz desteklenmektedir (Tablo 7,8 Grafik 7,8).

Kırık taraflara ( Sağ- Sol ) göre yapılan gruplandırmada, 120-180° Fleksör Pik Tork değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) (Tablo 9, Şekil 9). Sağ taraf baskın olan hasta grubumuzda, sol tarafını kıran hastaların 120-180° Ekstansör Pik Tork değerlerinde sağ ile sol taraf arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede fark bulunmuştur ( $p=0,038$   $p=0,017$ ) (Tablo 9, Grafik 9). Motor fonksiyonlar açısından daha iyi özelleşmiş sağ tarafını kıran hasta grubunun, motor fonksiyonlar açısından yeterince iyi özelleşmemiş sol tarafları arasında kırık sonrası, sağ taraf fonksiyonları sol taraf düzeyine inmiştir. Motor fonksiyonlar açısından yeterince iyi özelleşmemiş sol tarafını kıran hastaların, motor açıdan daha iyi özelleşmiş sağ tarafları arasında, sol taraf kırığı sonrası aradaki fark açılarak, belirginleşmiş ve özellikle de bu etkilenme Morrey ve arkadaşlarının dirsek fonksiyonları üzerine yaptıkları çalışmalarla paralel şekilde ilk ve en belirgin olarak ekstansiyon fonksiyonunda gerçekleşmiştir. İstatistiksel olarak anlamlı 120-180° Ekstansör Pik Tork değerleri elde edilmiştir (Tablo 9, Grafik 9). Bu durum güncel literatürle de korelasyon

göstermektedir (46). Güncel literatürden farklı olarak; Jamar el fleksör kavrama gücü testinin aksine, dirseğe spesifik propriyoseptif ve motor bilginin kombine olarak kullanıldığı pik tork ve repozisyon analizlerinde bu sonuç, radius başı kırıklarında dirsek propriyoseptif ve motor, afferent ve efferent arkının etkilenmekte olduğunu göstermektedir. Bu etkinlenme ilk ve en belirgin olarak dirsek ekstansiyon fonksiyonunda gerçekleşmektedir. Radius başı cerrahilerinin, posterolateral yaklaşımla yapıyor olması, cerrahi sırasındaki iyatrojenik kas, kapsül ve cilt hasarını da beraberinde getirmektedir (200-204,214). Cerrahi yaklaşım ve beraberinde gelen iyatrojenik hasar, dirsek ekstansiyonunda rol alan triceps kası haricinde, lateral epikondile tutunmakta olan, dirsek hareketleriyle dinamikleri ve dolayısıyla fonksiyonları değişmekte olan lateral epikondil kaslarının, cilt geriliminin dirsek pozisyon hissine katkısını etkilemektedir (143-148,200-208). Normal bir dirsek ekleminde stabilite, eklem geometrisi ve uyumu, kapsülogamentöz bütünlük ve dengeli kas fonksiyonlarının kombinasyonu ile sağlanmaktadır (6). İyatrojenik hasara ek olarak, gelişmiş travma sonrası eklenen yumuşak doku hasarı, radius başı kemik dokusunun korunduğu veya eksize edildiği farklı cerrahi yöntemlerin etkileri, gelişen uzun dönem instabilite propriyoseptif etkilenmede rol almaktadır (6,7,8,143,146,147,148). Bilindiği gibi optimal kas uzunluk ve gerilim ilişkisi, eklem stabilitesi propriyosepsiyon ve motor fonksiyonlar üzerinde rol almaktadır. Aynı zamanda motor fonksiyonlar propriyoseptif geri bildirimlerle şekillenmektedir. Bir travma sonrası propriyoseptif etkilenmenin oranı travma sonrası motor iyileşme oranı ile de doğru orantılıdır (126,127,132). Sonuçlarımız bu açıdan preoperatif değerlendirme, kırık şiddeti ve cerrahi yöntemle etkisinde gelişen uzun dönem valgus açısı değişikliklerinin lateral ve medial epikondil kas dinamiklerini etkileyerek propriyosepsiyonu ve medial epikondil fleksör kas grubu optimal uzunluk-gerilim ilişkisini bozarak propriyosepsiyon, el fleksör kavrama kuvveti ve tork değerlerini etkilemekte olduğunu göstermesi açısından yeni ve önemli bir bulgudur.

Radius başı kırığı sonrası dominant taraf fonksiyonlarının olumsuz etkilendiği, tam ve doğru bir cerrahi tedavi-rehabilitasyona rağmen dominant taraf motor fonksiyonların uzun dönemde bile yeterince geri dönemeyerek nondominant taraf seviyesine inmektedir(230-232). Ayrıca taraf dominansının etkisiyle dominant taraf fonksiyonlarının nondominant tarafın üzerinde olması kırık-taraf dominansı uyumunun olumlu etkisini gösterirken, nondominant (sol) tarafla aralarında belirgin fark oluşmamış olması ise travma ve cerrahi sonrası oluşan kalıcı değişikliklerin propriyosepsiyonu etkileyerek motor iyileşmenin yeterli düzeylere ulaşmadığını ve bunlara bağlı olarak kalıcı şekilde etkilenmiş olan propriyosepsiyonun fonksiyonel iyileşmeyi etkilediğini göstermektedir. Bu açıdan bakıldığında, travma şiddeti,

kırık tipi ve kırık tarafının, radius başı kırıkları fonksiyonel sonuçlarında taraf dominansının da ötesinde major belirleyici olduğunu göstermektedir (230,231,232).

### **İzole-Kompleks gruplar arası sonuçlar:**

İzole (Radius başı kırığı)/Kompleks ( Radius başı kırığı + Ek yaralanma) kırıklı grupların sağlam taraf ve kırık taraf Jamar skorları ölçülmüş ve bu iki grubun sağlam-kırık taraf arası Jamar skor farkları değerlendirilmiştir. Gruplar arası Jamar El Fleksör Kavrama Kuvveti açısından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ( $p>0,05$ ) (Tablo10,Grafik10). Ortalama ve medyan değerleri incelendiğinde izole ve kompleks grupların sağlam tarafları arasında kompleks grubun, izole gruptan daha yüksek seviyelerde olduğu görülmektedir (İzole 33,6 lbs, Kompleks 38,4 lbs). Buna karşın, İzole grubun sağlam tarafı ile kırık tarafı arasındaki Jamar El Fleksör Kavrama Kuvveti farkı, İzole grup lehine Kompleks gruptan daha düşük bulunmuştur ( İzole grup Sağlam-Kırık farkı 1,6 lbs, Kompleks grup Sağlam-Kırık farkı 8,4 lbs) (Tablo 10, Grafik 10). Bu bulgulara göre, İzole kırıkların travmadan daha az etkilenmiş olması nedeniyle, daha yüksek bir iyileşme potansiyeli gösterdiğini ve sağlam taraf seviyesine daha çok yaklaşmış olduğunu, kompleks grubun ise daha geride kalmıştır. Bu açıdan bulgular güncel literatürle de uyumludur (226-232). Literatürden farklı olarak bulgularımız, Radius başı kırıklarında Jamar El Fleksör Kavrama Kuvvetinin ek yaralanmalar etkisiyle nasıl değişmekte olduğunu göstermektedir. Travma şiddeti ve ek yaralanmalar; taraf dominansı ve cerrahi yöntem gibi Jamar El Fleksör Kavrama Kuvveti üzerinde olumlu etkide bulunan faktörleri bertaraf ederek, kompleks kırıklarda daha düşük sonuçlara neden olmuştur. Dikkat edilirse, İzole ve Kompleks grupların sağlam tarafları arasında, kompleks grubun ortalama değerleri izole gruptan daha yüksek seviyelerdedir (İzole 33,6 lbs, Kompleks 38,4 lbs). Kişinin dominant taraf ya da sağlam taraf kas kuvveti kontralateral taraf kas gücünün de bir göstergesidir. Buna rağmen izole ve kompleks gruplar arasında kırık taraflarda yapılan karşılaştırmada kompleks grup değerleri izole grup değerlerinden daha düşük olarak bulunmuştur (Tablo 10). Kompleks grup travma şiddetinin etkisi ile sağlam tarafa göre, izole gruptan daha büyük bir amplitüdde düşme göstermiştir (İzole Sağlam-Kırık farkı 1,6lbs, Kompleks Sağlam-Kırık farkı 8,4lbs) (Tablo 10, Grafik 10). Bu durum, farklı cerrahi yöntemlerden bağımsız olarak travma şiddeti ve ek yaralanmaların Jamar El Fleksör Kavrama Kuvveti üzerine olumsuz etkisini ortaya koymakta ve dirsekteki ek yaralanmaların, kuvvet gerektiren kaba motor ve propriyosepsiyonel aktiviteler üzerindeki etkisini sergilemektedir. Aynı zamanda ince motor ve propriyoseptif fonksiyonları ise ne düzeyde etkileyebileceği hakkında fikir vermektedir. Düşük enerjili travma sonucu düşük

dereceli yaralanmayla sonuçlanan ve bu nedenle osteosentezle tedavi edilebilen kırıkların sonuçları ile daha şiddetli bir travma ile daha farklı ek yaralanmalarla oluşan kompleks kırıkların daha agresif cerrahi tedavi edilmesine rağmen izole kırık fonksiyonlarını yakalamıştır (126,151,155). Bu durum, İzole ve Kompleks grupların kırık tarafları arasında anlamlı bir fark oluşmamasını açıklamaktadır. Bu açıdan kompleks kırıklarda doğru ve tam uygulanmış cerrahi yöntemlerin, cerrahi sırasında anatomik ve fizyolojik fonksiyonel birimlerin korunması ile gelinebilecek başarı noktasını göstermektedir. Kompleks kırıklar, eksizyon uygulanan izole kırıklar, atlanmış MKL hasarı sonrası uzun dönemde dirsekte gelişen instabilite ve valgus açısı değişiklikleri, kas dinamiklerini (uzunluk-gerilim ilişkisi) etkileyerek propriyoseptif ve motor fonksiyonlar üzerinde anlamlı değişiklikler oluşturmakta, el fleksör kavrama kuvveti dinamiklerini değiştirmektedir. Kompleks radius başı kırıkları sonrası uzun dönemde valgus açısı artışı, lateral epikondil kas grubunu rölatif olarak normalden gevşek ve supinasyon kısıtlayıcı komponentlerden biri olan medial epikondil kas gerginliğini arttırarak bu vakalarda supinasyon kısıtlılığına neden olmaktadır. Bu durum doğal olarak kas kasılma ve propriyosepsiyon dinamiklerini kas ve kas içiği düzeyinde etkilemekte, kas içiciklerinin lateral ve medial epikondil kaslarının pozisyon hissi üzerindeki rolünü baskılamakta, sonuç olarak pozisyonel hatalara ve kas kuvvet kaybına neden olmaktadır (46,151-156). Pronator ve fleksör kas gücünde azalma oluşması da bu şekilde açıklanabilir. İzole ve Kompleks gruplar arası Jamar Skor Kavrama gücü farklarına baktığımızda, taraf dominansı, kavrama gücü ve günlük yaşam aktiviteleri (DASH Skor) gibi motor fonksiyonlar üzerinde belirleyici bir faktördür (226-232).

İzole/Kompleks gruplar arasında DASH skorlarda istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0,468$ ). Ortalama, Medyan, Dağılım aralığı açısından, kompleks kırıklar 12,5 seviyelerinde daha dar ve kararlı, İzole kırıklar ise 13,3 DASH skor seviyelerinde, ancak geniş ve kararsız dağılım göstermektedir (Tablo 11, Grafik 11). İzole grup içinde, izole ancak ileri derecede parçalanmış radius başı kırığı olan, MKL'ı intakt, eksizyon uygulanmış hastaların ağırlıklı olarak bulunması sonuçları etkileyerek günlük yaşam aktivitelerini, uzun dönem valgus açısı artışı ve sekonder olarak gelişen instabilite nedeniyle daha olumsuz düzeylere indirmiştir. Diğer yandan, ağırlıklı olarak Osteosentez, Artroplasti, MKL bağ tamiri uygulanmış, valgus açısı ve sekonder stabilitenin korunmuş olduğu Kompleks grupta, DASH skorlarının düşük değerlerde toplanma eğilimi, yapılan Osteosentez, Artroplasti ve MKL tamirinin günlük yaşam aktivitelerine olumlu etkisini göstermektedir. Bulgular bu açıdan güncel literatürlede uyum göstermektedir (18,83,132,133,151,203). Literatürden farklı olarak, izole ancak osteosentez yapılamayacak kadar ileri derecede parçalanmış radius başı kırıklı,

MKL'ı intakt hastalarda, eksizyon yerine artroplasti seçeneğinin, sekonder stabilizör etkiyle valgus açısını ve stabilitesini koruyarak daha olumlu etkisi olabileceğini göstermekte ve İzole/Kompleks grup arası uzun dönem valgus açısı sonuçları da bu bulguları desteklemektedir (Tablo 33, Grafik 37).

İzole/Kompleks gruplar arası Mayo Dirsek performans skorlarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p=0,041$ ). İzole/Kompleks gruplar arası median ve ortalama değerlerde anlamlı fark bulunmaktadır (İzole grup 91,07 / Kompleks grup 82,22) (Tablo 12, Grafik 12). Çalışmaya katılan 23 hastadan Mayo skoru 100 olan sadece 6 hasta bulunmaktadır ve bu 6 hastanın 5 tanesi İzole kırık grubundan, 1 tanesi ise Kompleks kırık grubundandır. Mayo skoru 100 olan bu 6 hastadan, 3 tanesi açık redüksiyon internal fiksasyon, 2 tanesi artroplasti ve 1 tanesi eksizyon uygulanmış hastalardır. Bu bilgilere göre bulgular, İzole ve Kompleks kırıklara dair Jamar ve DASH skorlarıyla uyum göstermekte, radius başı travmalarının preoperatif dönemde çok boyutlu ve ayrıntılı değerlendirilerek ek yaralanmaların tanınmasının gerekliliğini ortaya koymakta, travma, yaralanma şiddeti ve kırık haricinde mevcut olan ek yaralanmaların, Mayo skor üzerinde doğrudan etkin olduğunu göstermektedir. Bu açıdan güncel literatürle de uyumlu bulunmaktadır (65,90,112,235). Literatürden farklı olarak ise, radius başı kırıklarında valgus açısı ve primer stabilite koruyucu (MKL'a yönelik) ya da sekonder stabilite koruyucu (Radius başına yönelik) cerrahi yöntemlerin olumlu dirsek propriyoseptif ve motor fonksiyonlarından sorumlu olduğunu, ek yaralanma varlığı ve düzeyi kadar cerrahi yöntemin de Mayo skor üzerinde doğrudan etkin olduğunu göstermektedir. Ayrıca günlük yaşam aktivitelerinin ve profesyonellik gerektiren aktivitelerin sorunsuz devamında travma şiddeti, kırık tipi ve ek yaralanmalar kadar, bir dirsek travmasının doğru analiz edilmesi ve uygun cerrahi yöntem seçiminin, propriyosepsiyon ve fonksiyonlar üzerinde etkin anatomik ve fonksiyonel parametreleri (radius başı, MKL, radial ön kol uzunluğu, valgus açısı, stabilite, optimal kas uzunluk-gerilim değeri) korumak yoluyla ortak primer belirleyiciler olduğunu ortaya koymaktadır.

İzole ve kompleks grupların sağlam ve kırık tarafları arasında repozisyon sonuçlarında 60° pasif repozisyonunda istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p=0,003$ ). Ortalama ve median değerleri incelendiğinde, İzole grup Sağlam-Kırık arası 60° pasif repozisyon farkı 0,12° , Kompleks grupta ise -2° bulunmuştur ( Tablo 13, Grafik 13). Kas, tendon, eklem kapsülü ve dirsek çevresi ligamanlar dirsek propriyosepsiyonuna primer olarak katkıda bulunmaktadır (65,112,122,123,235). Bu nedenle yumuşak doku travmalarının ve koronoid kırıklarının eşlik ettiği ek yaralanmaların mevcut olduğu grupta yüksek repozisyonel hataların oluşması beklenen bir bulgudur ve bu açıdan literatürle uyumludur. Literatürden farklı olarak

ise 60° aktif , 90° aktif ve pasif repozisyon sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Kompleks kırıkların sağlam ve kırık taraf arası farkları izole kırıklarla aynı düzeylerde dir. Radius başı kırıklarında valgus açısı ve stabilite koruyucu primer (MKL’a yönelik) ya da sekonder (Radius başına yönelik) cerrahi yöntemlerin olumlu dirsek propriyoseptif ve motor fonksiyonlarından sorumlu olduğunu, ek yaralanma varlığı ve düzeyi kadar cerrahi yöntemin de propriyoseptif ve fonksiyonel sonuçlar üzerinde stabiliteyi korumak suretiyle etkin olabileceğini göstermektedir (132). Ayrıca günlük yaşam aktivitelerinin ve profesyonellik gerektiren aktivitelerin sorunsuz devamında travma şiddeti, kırık tipi ve ek yaralanmalar kadar, travmanın ayrıntılı ve doğru analiz edilmesi ve uygun cerrahi yöntem seçiminin propriyoseptif ve fonksiyonel sonuçlar üzerinde ortak primer belirleyici olarak rol oynadığı düşüncemizi desteklemektedir..

İzole ve kompleks grupların sağlam ve kırık tarafları arasında pik tork sonuçlarında 180° Ekstansör pik tork değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p=0,043$ ). Kompleks kırıklarda sağlam-kırık taraf arasında 7 N/m fark var iken, İzole kırıklarda bu fark 0,44 N/m ‘dir (Tablo 13, Grafik 14). Kırık taraf, Ekstansör fonksiyon açısından sağlam taraf düzeyine yeterince yaklaşmadığı için kompleks grupta kırık taraf aleyhine fark oluşmuştur. Bu bulgu radius başı kırıklarında ek yaralanmaların, propriyoseptif ve motor fonksiyonların kombine olarak kullanıldığı aktivitelerdeki rolünü göstermesi açısından önemlidir. Ek yaralanmalar, kompleks kırıkların daha agresif cerrahi müdahaleler gerektirmesi ve beklenen iyatrojenik hasarın daha fazla olması dirsek kas dinamiklerini etkileyerek ilk ve en belirgin olarak ekstansiyon fonksiyonunu etkilemiştir (41). Diğer pik tork sonuçları incelendiğinde, izole grup sağlam-kırık taraf farklarının dar ve kararlı bir şekilde “0” düzeyinde toplandığı, kompleks grupta ise pozitif yönde daha büyük amplitüdlerde farklar oluştuğu görülmektedir.

İzole/Kompleks gruplar arası kırık taraf hareket genişliklerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ) Ortalama, medyan değerlerde, İzole/Kompleks grup ekstansiyon hareket genişliklerinde, izole grup lehine istatistiksel olarak  $p=0,184$  düzeyinde anlamlı sonuçlar bulunmaktadır (Tablo 14, Grafik 15). Medyan, ortalama değerler incelendiğinde, İzole/Kompleks grup ekstansiyon hareket genişliklerinde kompleks grupta istatistiksel olarak  $p=0,184$  düzeyinde anlamlı, kompleks grup aleyhine fark gözlenmektedir. Pik tork değerleri incelendiğinde, dirsek travması nedeniyle etkilenen kas dinamikleri sonucu güncel literatürle paralel şekilde ilk ve belirgin olarak ekstansiyon fonksiyonunda etkilenme olmuştur. Literatürden farklı olarak ise altta yatan ekstansiyon kısıtlılığının, ekstansör pik tork değerleri ile ilişkili olmasıdır. Bilindiği gibi kas dinamikleri; uzunluk-gerilim ilişkisi, egzersiz, kas tonusu gibi etkenlerle belirlenmektedir (141,142,153,154). Hareket kısıtlılığı

durumlarında kas uzunluğu değişmemekte ancak hareket genişliğinin azalmasına bağlı olarak kas gerginliği agonist(flektor) grupta düşerken, antagonist(ekstansör) grupta artmaktadır. Buna bağlı olarak fleksör grup göreceli olarak gevşek pozisyona geçmekte ve ekstansör grup normalden gergin olarak kalmaktadır. Bu durumda fleksör grupta kas içcikleri gevşek olarak kalmakta, ekstansör grupta ise kas içcikleri gergin olarak kalmaktadır. Sonuç olarak; gergin olan kas içciği beyine daha yüksek oranda, gevşek olan ise daha düşük oranda deşarj sinyali göndermeye başlayarak, beyin dirsek açısını olduğundan daha fleksiyonda olarak algılamakta, kas içciği aracılı pozisyon hissi kişi ekstansiyon yaptığında ekstansör yönde bozulmakta, ekstansör yönde (+) açılal sapmalar, Fleksiyon yaptığında ise fleksör yönde (-) açılal sapmalar oluşmaktadır. Optimal uzunluk-gerilim ilişkisinin de bozulmasıyla pik tork sonuçları bozulmaktadır. Özetle; Ekstansiyon kısıtlılığı ile triceps normalden gergin, biceps ise normalden gevşek kalmaktadır. Bu şekilde dirsek Fleksör-Ekstansör kas dinamikleri (Uzunluk-Gerilim ilişkisi) değişmekte ve uzunluk-gerilim ilişkisi optimal noktadan uzaklaşarak, verimsiz bir düzeye inmekte, kas kuvveti düşmektedir (41,46,52,122,123,127). Pik tork değerlerinde görüldüğü üzere ekstansiyon kısıtlılığı oranında, ekstansör kas gücünde kayıp oluşmaktadır. Pik tork ve hareket genişliği değerleri bu düşüncelerimizi desteklemektedir. Ayrıca posterolateral cerrahi yaklaşımların kas kuvveti ve propriyoseptif muhtemel iyatrojenik etkisi sonucu, özellikle diğer dirsek hareketlerinin ötesinde sadece ekstansör fonksiyonların etkilemekte olabileceğini düşündürmektedir (41).

#### **Hafif (Tip 2) / Ağır (Tip 3-4) gruplar arası sonuçlar:**

Hafif (Tip 2)/Ağır (Tip 3-4) gruplar Sağlam-Kırık taraflar arası Jamar El Kavrama Kuvveti skorlarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0,166$ ) (Tablo 15, Grafik 16). Ortalama ve median değerleri incelendiğinde, Ağır grup kırık taraf Jamar skorlarının, Hafif grup kırık taraftan yüksek değerlerde ancak sağlam-kırık taraf farkı açısından Ağır grup daha fazla fark sergilemektedir (Tablo 15). Bu amaçla daha geniş ve homojen hasta popülasyonlarıyla yapılacak çalışmalara ihtiyaç vardır. Radius başı kırıklarında kırık özelliğinin fonksiyonel ve propriyoseptif etkisini incelemek amacıyla yapılan bu gruplandırmada, Hafif grupta tedavi yöntemi ağırlıklı Osteosentez (5 vaka) ve Eksizyon (4 vaka) iken, Ağır grupta ise Osteosentez (3 vaka) ve Artroplasti (10 vaka) uygulanmış vakalar ağırlıklı olarak bulunmaktadır. Hafif gruptaki 9 hastadan 3'ü, ağır gruptaki 14 hastadan 6'sı baskın taraf kırığıdır. Bu durum Baskın tarafın olumlu etkisi dışında, Eksizyon vakalarında kas kontraksiyonu sırasında kısalan radial ön kol uzunluğu ve



valgus açısı artışının Jamar El Kavrama Kuvveti üzerine olan olumsuz etkisine dair bulgularımızı desteklemektedir. Radius başının yokluğu, kompleks kırıklar, atlanmış MKL hasarı sonrası uzun dönemde artmış olan valgus açısı, kas uzunluğu, birim alandaki kas kitlesi (PCSA) ve gerginliğini etkileyerek hafif kırık bile olsa el fleksör kavrama kuvvetlerini olumsuz etkilemektedir (41,160, 230). Bu durum ön kol uzunluğunun ve valgus açısının cerrahi planlama aşamasında göz önünde bulundurulması gerekliliğini gösteren önemli bir bulgudur. Ağır kırık bile olsa uygulanan doğru cerrahi yöntem ve rehabilitasyonun etkisini, radial uzunluğu korumanın gerekliliğini ve baskın taraf etkisini bu parametre ile net olarak görmektedir. DASH ve Mayo skorlar incelendiğinde, yoğun propriyoseptif geri bildirim ihtiyacının olduğu, stabilite ve beceri isteyen, günlük yaşam aktivitelerinde cerrahi yöntem kadar, travma şiddeti ve yaralanma özelliğinin de dirsek fonksiyonları üzerinde etkin olduğu görülmektedir. Travma ile kalıcı olarak etkilenen propriyoseptif fonksiyon, motor fonksiyonların da iyileşme potansiyelini düşürmektedir. Bu bulgular doğrultusunda mevcut cerrahi yöntem ve rehabilitasyonların optimal günlük aktivite ve motor fonksiyon düzeyini yakalayarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde tutabildiğini, ancak sanat ve spor gibi profesyonel düzey ihtiyaçların ön planda olduğu durumlarda, mevcut preoperatif yaklaşım, cerrahi yöntem ve rehabilitasyon protokollerinin etkinliğin sorgulanmasına neden olduğunu görmektedir. Propriyosepsiyon, profesyonellik gerektiren aktivitelere dair cerrahi yaklaşım ve rehabilitasyon açısından hassas bir belirleyici parametredir (122,123,154,157). Çalışma grubumuz, Mayo skoru 60'ın üstünde olan hastalardan oluşmaktadır. Bununla birlikte, profesyonel el becerisi gerektiren herhangi bir meslek ya da hobiyle uğraşan hasta bulunmamaktadır. Ancak sonuçlara baktığımızda, aktivite düzeyine rağmen hiçbir hastanın travma sonrası günlük aktivitelerde bile dirsek fonksiyonlarını %100 yakalayamamış olduğunu, farklı bakış açılarını temsil eden farklı testlerden en az birinde düşük sonuçlar elde ettiğini görmektedir. Bu yönden bakıldığında profesyonellik gerektiren iş ya da hobileri olan hasta grubunda bu etkenleri kompanse edebilecek düzeyde etkin yeni yaklaşımlara ihtiyaç vardır. Mevcut cerrahi yöntem ve rehabilitasyonlar, travma şiddeti, ek yaralanmalar, taraf dominansı gibi kontrol edilemeyen major belirleyici faktörler karşısında özellikle profesyonel düzeyde ihtiyaçları olan hasta grubu adına yetersiz kalabileceğini düşündürmekte, bu açıdan yeni ve ayrıntılı çalışmalara ihtiyaç olduğunu ortaya koymaktadır.

Hafif (Tip 2) / Ağır (Tip 3-4) grup DASH ve Mayo Dirsek Performans skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0,329$ ,  $p=0,172$ )(Tablo 16,17 Grafik 17, 18). Ortalama ve medyan değerleri incelendiğinde, Hafif grupta DASH skorlarının daha düşük (olumlu) aralıklarda toplandığı, kırık tipi ciddileştikçe DASH skorlarının

olumsuzlaştığı görülmektedir. Jamar, DASH skorlarına ek olarak Mayo skorlarda da bu bulgular desteklenmekte, Hafif grup Mayo skor ortalamaları, Ağır gruba göre daha yüksek değerlerde toplanmaktadır (Hafif 91,2 / Ağır 85 ). Hafif/Ağır grup Mayo skorları 85'in altında olan hastaların %69,'si Ağır (Tip 3-4) grup hastalarıdır (Tablo 16,17 Grafik 17,18). Bu bulgular doğrultusunda, tip 4 kırık, koronoid kırığı, dislokasyon, subluksasyon, ligaman ya da membran hasarı gibi ek yaralanmalar oluştuğça, kırık tipi arttıkça günlük yaşam aktivitelerinin ve fonksiyonel sonuçların olumsuz etkilendiği, ek yaralanmaların etkisinin, osteosentez, eksizyon, artroplasti gibi cerrahi yöntemlerden daha yüksek oranda yoğun propriyoseptif geri bildirim gerektiren günlük ve profesyonel aktivitelerde ön planda olduğu görülmektedir

Hafif (Tip 2) / Ağır (Tip 3-4) gruplar Sağlam-Kırık taraflar arası fleksör 120° pik tork ve pasif 60° repozisyon sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p=0,013$   $p=0,020$ ) Ayrıca pasif repozisyon testlerinde Hafif grup, aktif repozisyon testlerinde ise Ağır grup daha düşük sapmalar göstermekte ve pik tork testlerinde ekstansör pik tork görevlerinde Ağır grup daha yüksek farklar göstermekte ve Hafif grupta daha yüksek değerler elde edilmektedir (Tablo 18, Grafik 19, 20). Bu bilgiler doğrultusunda kırık şiddetinin ve tipinin dirsek fonksiyonları üzerinde önemli bir etken olduğu, Hafif kırıklarda düşük travma etkisi ile olumlu fonksiyonel ve propriyoseptif sonuçlar korunarak kalırken, Ağır kırıklarda, uygun cerrahi ve rehabilitasyonel yaklaşım sonucu hafif gruba yakın olumlu fonksiyonel ve propriyoseptif sonuçlar elde edilmekte, iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde fark oluşmamaktadır (Tablo 16, 18). Ağır kırıkların 120°-180° ekstansör pik tork değerlerine baktığımızda gözle görülebilir bir düşme olduğu görülmektedir (Tablo 18, Grafik 20). Hafif grubun hem fleksör hem de ekstansör değerleri 20 N-m üzerinde, Ağır grubun fleksör pik tork değerleri 20 N-m üzerinde ancak ekstansör pik tork değerleri 20 N-m altında kalmıştır.

Hafif ve Ağır kırık grupları arası; uzun dönem ekstansiyon ve pronasyon hareket genişlikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p=0,041$   $p=0,009$ ) (Tablo 19, Grafik 21). Literatüre uygun şekilde, dirsek travması sonrası ekstansiyon genişliğinin belirgin olarak etkilenmesi ve en fazla defisit ağır kırıklarda bütün hareket genişliklerinde oluşması travmanın etkisiyle beklenen bir durumdur. Travma şiddeti, ek yaralanmalar arttıkça yumuşak doku hasarı ve erken mobilizasyona başlayabilme süresi de gecikmektedir (62,78,80,88 ). Ancak literatürden farklı olarak valgus açısının artmış ve radial ön kol uzunluğunun kısalmış olduğu eksizyon vakalarının ağırlıkta olduğu hafif grupta, pozitif yönde artış gösteren pronasyon ölçümü, radius başı eksizyonu sonrasında uzun dönemde hiperpronasyon durumu ile sonuçlanmaktadır. Bu bulgu iyi analiz edilmemiş dirsek travmalı

olgulara, atlanmış yumuşak doku hasarı ya da eksizyon sonucu uzun dönemde gelişmekte olan instabilite ve deformiteye bağlı düşük propriyosepsiyonel sonuçları açıklamaktadır.

Atlantmış interosseoz membran hasarı sonucu valgus açısı artışı ile kısalan radial ön kol uzunluğu ve rölatif olarak gelişen lateral epikondil kas uzunluk-gerilim değişiklikleri nedeniyle, bu vakaların hiperpronasyonla sonuçlandığını düşündürmektedir. Pronasyon kısıtlayıcı faktörlerden olan ön kol supinatörlerinin rölatif olarak gevşek ve uzun kalmış olması, radius başının yokluğu, interosseoz membranın intakt olmaması hiperpronasyon mekanizmasını açıklamaktadır. Bu açıdan bulgularımız güncel literatürle de paralel görünmektedir (30,31).

#### **Mason Tip 2-3-4 gruplar arası sonuçlar:**

Mason sınıflandırmasına göre yapılan gruplandırmada 3 tip kırık grubu arası hareket genişliği ölçümlerinde örnek çapının yeterli olmaması nedeniyle istatistiksel analiz yapılamamış, ortalama, median, minimum ve maksimum değerler incelenmiştir. İstatistiksel olarak analiz yapılabilecek daha geniş ve homojen hasta populasyonu ile yapılacak yeni çalışmalara ihtiyaç vardır.

Farklı kırık tiplerinde Sağlam-Kırık taraf arası Jamar Skor farkı median değerleri Tip 2=0,4lbs, Tip 3=6lbs, Tip 4=8,5lbs, Sağlam-Kırık taraf Jamar Skor farkı ortalama değerleri Tip 2= -1,03lbs, Tip 3=3,1lbs, Tip 4=12,4lbs olarak bulunmuştur(Tablo 20, Grafik 22). Ancak ortalama, medyan, minimum ve maksimum değerler incelendiğinde kırık tipi ile Jamar skorları arasında orantılı bir ilişki olduğu görülmektedir. Farklı cerrahi yöntemlerin etkisine göre daha baskın etkiyle kırık tipi ciddileştikçe, sağlam-kırık taraf arası fark giderek açılmakta kırık taraf jamar skorları düşmektedir.

3 farklı kırık tipi arasında DASH, Mayo skorları ortalama, median, minimum ve maksimum değerler incelenmiştir (Tablo 21, Grafik 23). DASH ve Mayo gibi salt kas gücünün yanı sıra yoğun propriyoseptif geri bildirim, stabilite, ağrı parametrelerinin de incelendiği bu skorlamalarda kırık tipi ciddileştikçe sonuçların da kötüleştiğini görmekteyiz. Bu sonuç, radius başı kırıklarında propriyoseptif ve fonksiyonel sonuçlar açısından kırık tipi ve travma şiddetinin major belirleyici olduğunu gösteren önemli bir bulgudur. Yapılan farklı cerrahi yöntemlere rağmen DASH ve Mayo skorlarında kırık tipi ile doğru orantılı bir progresyon görülmektedir. Ağır (Tip 2 ve 3) kırıklarda yapılan hiçbir cerrahi müdahalenin, düşük enerjili travma mekanizmasıyla oluşmuş, radius başının elimine edildiği Tip 2 kırık fonksiyonel sonuçlarına erişemediğini görmekteyiz. Cerrahi yöntem tipinden bağımsız olarak

sonuçlar kırık tipi tarafından şekillenmektedir. İstisna olarak, Jamar el kavrama kuvveti değerleri dikkati çekmektedir. Tip 2 kırıkların düşük sonuçlar elde etmesi eksizyon yönteminin bu grupta ağırlıklı olarak yer alması, bu grup bireylerinde kontraksiyon sırasında radial ön kol uzunluğunun kısalarak ve valgus açısının artışı, dirsek çevresi kas dinamiklerinin değişerek optimal noktadan uzaklaşması ile açıklanabilir (23,34,41,62,66,160).

Literatürden farklı olarak, tip 4 grupta ağırlıklı olarak radius başı artroplastisi vakaları bulunmaktadır. Bu gruba uygulanan MKL tamirleri ile valgus açısının normal sınırlarda korunabilmesi ve artroplastisi ile ön kol radial uzunluğunun korunabilmiş olması, kas dinamiklerini koruyarak kas gücü üzerinde olumlu etkide bulunmuş ve tip 4 kırıklarda el kavrama gücü ciddi oranda etkilenmemiştir. Tip 3 grupta ise, anatomik osteosentez rekonstruksiyonuna rağmen gelişen radius başı impaksiyonu ile kısalan radial ön kol uzunluğu, radius başı eklem yüzeyi kalitesinin bozulmuş olması ve ağrı bu grubun tip 4 gruba göre düşük kavrama gücü sergilemesine neden olmuştur. Bu açıdan bulgularımız, farklı cerrahi yöntemlerin Jamar el kavrama gücü, DASH ve MAYO skorları üzerine olumlu ve olumsuz etkilerini sergilemektedir (Tablo 21, Grafik 23).

3 farklı kırık tipinde sağlam ve kırık taraflar arasında örnek çapının yeterli olmaması nedeniyle istatistiksel analiz yapılamamış, ortalama, median, minimum ve maksimum değerler incelenmiştir. 60° pasif repozisyonunda farklı kırık tipleri arasında kırık şiddeti ile orantılı bir ilişki dikkati çekmektedir. Sağlam-Kırık taraf 60° pasif repozisyon median değerleri Tip 2= 0,25°, Tip 3=-0,50°, Tip 4=-2°, ortalama değerleri Tip 2= 0,75°, Tip 3=-0,75°, Tip 4= -1,6° 'dir. Pasif repozisyon testlerinde en iyi sonuçlar (sağlam-kırık taraf arası en fazla fark, "0" ya da pozitif en yakın fark değeri) Tip 2, en kötü sonuçlar Tip 3 ve 4 kırıklarda görülmekte iken, aktif repozisyon testlerinde en iyi sonuçlar Tip 3-4, en kötü sonuçlar Tip 2 kırıklarda görülmektedir (Tablo 22, Grafik 24). Aktif ve pasif repozisyonunda tam ters yönde bir ilişkinin oluşma nedeni literatürle paralel şekilde, pasif repozisyonunda duyuşal propriyoseptif mekanizmalar devrede iken aktif repozisyonunda duyuşal propriyosepsiyon mekanizmalarının yanı sıra motor propriyosepsiyon mekanizmaları, beynin rekaliibrasyon yeteneği, agonist veya antagonist hareketlerle pozisyonu rekaliibre edebilme avantajı ve beyinden gelen motor emirlerle başlayan fusimotor koaktivasyonla kas içiği deşarj eşiğinin yeniden düzenlenmesi sonucu pozisyonun daha keskin olarak algılanabilme avantajı oluşmaktadır (22,41,46,141-148). Literatürden farklı olarak ise; istemli aktif kontraksiyonla gelen fusimotor koaktivasyon, optimal valgus açısı, optimal radial ön kol uzunluğu, stabilite, optimal kas uzunluk-gerilim dinamiği gibi avantajları barındıran tip 3 ve tip 4 grup, osteosentez ve artroplastisi grubu, tip 2 grup ve eksizyon grubundan daha düşük açıl sapmalar

göstererek daha iyi sonuçlar sergilemektedir. Kırık tipi ciddileştikçe, ince propriyoseptif fonksiyonların bir parametresi olan pasif repozisyon hissi de kırık şiddeti ve yumuşak doku hasarı, ek yaralanmalar gibi proprioseptör hasarlarının paralelinde cerrahi yöntemden bağımsız olarak bozulmakta ve en olumsuz repozisyonel sonuçlar Tip 4 kırıklarda görülmektedir. Mevcut literatür incelendiğinde, Radius başı kırık tipi - propriyosepsiyonel sonuç ilişkisine değinen çalışma bulunmamaktadır. Tüm parametreler incelendiğinde anatomik kemik dokusunun ve konfigürasyonunun korunarak, açık redüksiyon ve internal fiksasyon uygulanabilmiş olan tip 3 grubun, tüm repozisyon testlerinde istikrarlı şekilde “0” düzeyine (sağlam-kırık taraf arasında fark olmayan düzey) en yakın sonuçlar elde ettiği görülmektedir (Grafik 24). Kemik dokusunun korunamadığı eksizyon vakalarının ağırlıkta olduğu Tip 2 ve yine kemik dokusunun korunamayarak radius başının replase edildiği artroplasti vakalarının ağırlıkta olduğu Tip 4 gruplarından farklı olarak osteosentez grubunda propriyosepsiyonel sonuçlara dair sağlam-kırık taraf arası farklar, tüm repozisyon testlerinde Tip 3 grupta istikrarlı olarak en düşük düzeydedir. Bu durum radius başı kemik dokusunun stabilite ve vibrasyon gibi kemik temelli mekanizmalarla propriyosepsiyonda rol oynamakta olduğunu göstermektedir. Bilindiği gibi radius başı dirsek valgus streslerine karşı sekonder stabilizördür. Radius başının korunamayarak replase edildiği artroplasti vakalarının ağırlıkta olduğu Tip 4 grupta, kemik aracılı propriyoseptif geri bildirim direkt olarak korunamasa da, tip 2 grubun aksine stabiliteyi korumak adına radius başının replase edilmesinin, indirekt olarak devam eden propriyoseptif geri bildirim sayesinde sonuçlara olumlu düzeyde katkıda bulunduğu görülmektedir. Tip 4 grubun, tüm testlerde Tip 3 grup sonrasında ikinci en istikrarlı olumlu sonuçları sergilemekte olması bu düşüncemizi desteklemektedir. Radius başı kırıkları sonrası radius başı kemik dokusunun korunmasının propriyosepsiyonel sonuçlara olumlu etkisinin daha iyi anlaşılmasına dair ve radius başının kemik propriyosepsiyonundaki rolünün daha net anlaşılmasına dair daha geniş ve homojen hasta gruplarıyla yapılan çalışmalara ihtiyaç vardır.

Farklı kırık tiplerinde sağlam ve kırık taraflar arası tüm pik tork analizlerinde ortalama, median, minimum ve maksimum değerler incelendiğinde, istikrarlı bir şekilde kırık tipi arttıkça sağlam-kırık taraf arası 120-180° fleksör ve ekstansör pik tork farkları artmaktadır. Bu açıdan en iyi fleksör pik tork sonuçları Tip 2, en kötü fleksör pik tork sonuçları ise Tip 4 kırıklarda, en iyi ekstansör pik tork sonuçları Tip 2 kırıklarda, en kötü ekstansör pik tork sonuçları Tip 4 kırıklarda görülmektedir (Tablo 22, Grafik 25). Sağlam taraf değerlerinden kırık taraf değerleri çıkartılarak elde edilen sağlam-kırık taraf arası pik tork farkları negatifleştikçe kırık taraf pik tork değerinin artmakta olduğunu, pozitifleştikçe

kırık taraf pik tork değerin azalmakta olduğunu ve kırık tipi ciddileştikçe azalan kırık taraf pik tork değerlerinin etkisinin ön plana çıkarak, sağlam-kırık taraf arası farkın arttığını ve pozitifleştiğini görmekteyiz (Tablo 22, Grafik 25). Sağlam-kırık taraf arası en büyük pik tork farklarının ekstansör pik tork testlerinde oluşmuş olması ise daha önce bahsedilmiş bulgularımızı desteklemekte ve literatürle uyum göstermektedir (41). Bu açıdan çalışmamız, literatürden farklı olarak, radius başı kırıklarında farklı tip kırıklar ve farklı cerrahi yöntemlerle propriyosepsiyon ve fonksiyon arasındaki ilişkileri kapsamlı düzeyde sunan ilk ve yeni bir çalışma olma niteliğindedir. Çalışmamızın en önemli limitasyonları içerisinde ise örnek çapının kısıtlı olması rol oynamaktadır. İstatistiksel olarak analiz yapılabilecek daha geniş ve homojen hasta popülasyonu ile yapılacak yeni çalışmalara ihtiyaç vardır.

Farklı kırık tipleri arası hareket genişliği ölçümlerinde örnek çapının yeterli olmaması nedeniyle istatistiksel analiz yapılamamış, ortalama, median, minimum ve maksimum değerler incelenmiştir. En fazla fleksiyon defisiti Tip 2 Grupta, en fazla ekstansiyon defisiti Tip 3 grupta, en fazla pronasyon defisiti tip 3 grupta, en fazla supinasyon defisiti ise Tip 3 grupta görülmektedir. Ayrıca Tip 2 grupta pronasyon genişliğinde pozitif yönde artış gelişerek hiperpronasyon şeklinde patolojik hareket gelişmiştir. En iyi sonuçlar ise Fleksiyon genişliğinde Tip 3, Ekstansiyon genişliğinde Tip 2, Pronasyon genişliğinde Tip 4, Supinasyon genişliğinde ise Tip 4 kırıklarda elde edilmiştir. Tip 2 kırıklarda 7 numaralı hasta hipersupinasyon şeklinde patolojik hareket sergilemekte ve bu durum ulnohumeral, radiohumeral, proksimal radioulnar laksiteyi ifade etmektedir (Tablo 23, Grafik 26). Eksizyon vakalarının ağırlıkta olduğu tip 2 grupta diğer gruplardan farklı olarak, fleksiyon genişliği büyük oranda etkilenmekte, ekstansiyon ise travma şiddetinin ve kırık ciddiyetinin arttığı tip 3 ve tip 4 gruplarda kırık tipiyle paralel olarak daha büyük oranlarda etkilenmektedir. Eksizyon vakalarının ağırlıkta olduğu, sekonder stabilizan radius başının olmadığı ve mevcut yumuşak doku hasarlarının etkisiyle instabilite ve valgus açısı artışı gelişmiş olan tip 2 grupta pronasyon genişliğinde hiperpronasyon paterni görülmektedir. Tip 3 kırıklarda ise pronasyonda en ciddi kısıtlanma oluşmaktadır. Bu durum radius başı plak ve vidalarının proksimal radioulnar eklemden mekanik hareket kısıtlayıcı etkisine, meydana gelen fibroz sineşilerin etkisine, rekonstrükte edilen radius başının impakte ya da deforme şekilde kaynamış olmasına bağlı olabilir. Bu açıdan radius başı osteosentezi cerrahisi önem arz etmekte, implant yerleşiminin açısız kadranda lokalizasyonu hassas olarak ayarlanmalıdır (41, 80). Bilindiği gibi pronasyon sırasında radius, proksimale migre olmakta ve kapitelluma en yüksek basıncı uygulamakta, supinasyonda ise tekrar distale migre olmaktadır (41). Radius başı artroplastisinin ağırlıkta olduğu tip 4 grupta pronasyon defisitinin görülmesi ise uygun

olmayan radius başı implant uzunluğu ile açıklanabilir. Aşırı uzun radius başı implantı tercihleri sonucu radius başı pronasyon sırasında kapitelluma normalden daha erken bir pronasyon açısında temas ederek, pronasyonu engelliyor olabilir. Bu açıdan bakıldığında radius başı implant uzunluğunun, perioperatif evrede hassas bir şekilde düzenlenmesi önem arz etmektedir (80).

Kırık tipi ciddileştikçe, travmanın etkisi ve uygulanan farklı cerrahi yöntemlerin etkisinde supinasyon defisiti progresif olarak artmaktadır. Radius başı eksizyonunun ağırlıkta olduğu tip 2 grupta diğer gruplara göre erken mobilizasyona başlanılabilmesine rağmen, radius başının olmaması nedeniyle uzun dönemde gelişen koronal plandaki laksitenin etkisi, kırık kadranı ile uyumlu şekilde ağırlıklı olarak plak ve vida uygulanan tip 3 grupta supinasyon sırasında mekanik sıkışma gelişmesi ve erken mobilizasyona başlamakta gecikme, artroplastinin ağırlıkta olduğu tip 4 grupta ise yüksek enerjili travmanın kemik ve yumuşak dokulardaki etkisi, iyileşme sürecinde yumuşak dokularda gelişen yapışıklıklar, cerrahi rekonstrüksiyon sonrası travma şiddeti nedeniyle postoperatif erken mobilizasyonun gecikmesi progresif olarak artan supinasyon defisitini açıklamaktadır. En yüksek travma şiddeti ile paralel olarak en yüksek supinasyon kısıtlılığı tip 4 grupta elde edilmiştir (Tablo 23, Grafik 26).

Sonuç olarak; kırık şiddeti ve tipinin dirsek fonksiyonları üzerinde cerrahi yöntem kadar belirleyici bir etken olduğu, hafif kırıklarda düşük travma enerjisi nedeniyle proprioseptörler korunmakta olduğu, fonksiyonel ve propriyoseptif sonuçların daha az bozularak ve daha yüksek iyileşme potansiyeli sergilemekte olduğu, Ağır kırıklarda ise yüksek travma enerjisinin etkisiyle kaybedilen propriyoseptörlerin negatif etkisinin, osteosentez ve artroplasti yöntemler gibi etkin cerrahi tedavi ile elde edilen stabilite ve dirsek anatomisiyle kompanse edilerek hafif gruba yakın, olumlu fonksiyonel ve propriyoseptif sonuçlar sergilemekte olduğu görülmüştür. Doğru seçilmiş ve uygulanmış cerrahi yöntemlerle yüksek travma enerjisinin etkilerini ortadan kaldırılarak, düşük enerji ile oluşan hafif kırık düzeyinin yakalanabileceği görülmektedir. Bu açıdan iki grup arasında yapılan diğer testlerde de istatistiksel parametreler, medyan, ortalama, maksimum ve minimum değerler açısından da ciddi bir fark oluşmamış olması bu düşüncemizi desteklemektedir (Tablo18).

### **Protez-Osteosentez Yöntemleri arası Sonuçlar:**

Protez ve Osteosentez uygulanmış hasta grupları arası kırık taraf Jamar skorlarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0,155$ ). Artroplasti vakalarının Jamar Skor

medyan, minimum, maksimum ve ortalama değerleri AR+İF vakalarından daha yüksek değerlerdedir (Tablo 24, Grafik 27). Gruplar arası kırık-sağlam tarafların medyan, minimum, maksimum ve ortalama farklarına baktığımızda Osteosentez yönteminde farkın en az olduğunu görmekteyiz. (Tablo 24, Grafik 27). Radial ön kol uzunluğu ve valgus açısını en iyi koruyan MKL tamiri, Artroplasti ve Osteosentez yöntemleridir. Valgus açısının, radial ön kol uzunluğunun ve MKL'ın tamir edilmiş olmasının Jamar el kavrama kuvveti, dirsek fonksiyonları ve propriyosepsiyon üzerine ne şekilde ve ne oranda etki edebileceğini ortaya koymaktadır. Ayrıca iki farklı cerrahi yöntem arası Jamar El Kavrama gücü Skorları incelendiğinde; Radius başı artroplastisi uygulanmış vakaların baskın taraf ile ipsilateral olma oranı %40, AR + İF uygulanmış vakaların baskın taraf ile ipsilateral olma oranı %50'dir. Buna karşın artroplasti uygulanmış vakalar da Jamar skor medyan, minimum, maksimum değer ve ortalamaları açısından Osteosentez vakaları kadar olumlu sonuçlar sergilemiştir. (Tablo 24, Grafik 27). Bu bilgi doğrultusunda test sonuçlarımızın, baskın taraf etkisinden öte Osteosentez ve Artroplasti yöntemlerinin radial ön kol uzunluğunu, stabiliteyi ve anatomik valgus açısını koruyarak dirsek çevresi ve ön kol kas dinamiğini korumaya en yakın yöntem olduğunu göstermektedir. Osteosentez grubunda eklem yapısının bozulmuş olmasına bağlı olarak osteokondral kökenli ağrı ve kırık fiksasyonu sonrası gelişem muhtemel impaksiyon ile kısıldığı vakalarda artroplastinin ön plana çıktığını, ve osteosentez grubunda radial uzunluk dezavantajları nedeniyle el kavrama gücünde düşük sonuçlar elde edilmektedir. Ancak ağrı ve impaksiyonun gelişmediğı, orijinal radius ve radius uzunluğunun korunabildiğı osteosentez vakalarında sonuçlar artroplastiden daha yüksek olma eğilimindedir (Tablo 24, Grafik 27). Taraf dominansı ve cerrahi yöntemin yanı sıra bireyler arası kavrama gücü farklarının da bu sonuçlarda bir etken olarak rol alabileceğini düşündürmektedir. Bu açıdan bakıldığında daha geniş ve homojen hasta popölasyonlarıyla yapılan çalışmalara ihtiyaç vardır.

Protez ve Osteosentez grupları arası DASH skor sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). AR + İF vakalarının ortalama ve medyan değerleri artroplasti vakalarına göre daha düşük (olumlu) değerlerde toplanmaktadır (Tablo 25, Grafik 28). Protez ve Açık redüksiyon İnternal fiksasyon grupları arası DASH skor farklarına baktığımızda Açık redüksiyon İnternal fiksasyon vakalarında DASH skorları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşmamıştır ancak p değerleri ve diğer bulgular incelendiğinde osteosentez vakalarının daha düşük (olumlu) değerlerde toplanmış olduğunu, protez vakalarının ise daha olumsuz değerlerde toplanmış olduğunu ve aradaki farkın anlamlı olmaya çok yakın olduğunu görmekteyiz (Tablo 18, Grafik 24). Osteosentez vakalarının ortalama ve medyan değerlerinin daha düşük (olumlu) değerlerde toplanması, kemik dokunun



korunmasının günlük yaşam aktivitelerine propriyoseptif ve stabilite açısından olumlu etkisini göstermektedir (Tablo 25, Grafik 28). Travma ve yaralanma şiddeti ile paralel olarak orijinal radius başının korunabildiği, bu şekilde kemik dokunun stabilite ve dolayısıyla propriosepsiyona katkısının da korunabildiği vakalarda günlük yaşam aktiviteleri daha olumlu olma eğilimindedir. Bu bilgiler DASH skorlarla birlikte değerlendirildiğinde, artroplasti vakalarında; osteosentez ile hem kemik dokunun hem de radius başı mekanik destek etkisinin korunabildiği vakalara göre, replase edilen radius başı aracılığıyla sadece sekonder mekanik stabilizasyon etkisinin korunabildiği ve bu nedenle ikinci sırada olumlu sonuçlar elde edildiği görülmektedir (Tablo 25, Grafik 28). Salt motor fonksiyonun aksine propriyoseptif geri bildirim ve motor aktivasyon gerektiren günlük aktivitelerde, protez vakalarında osteosentez kadar yüksek propriyoseptif geri bildirimin sağlanamadığı, buna bağlı olarak osteosentez kadar yüksek motor fonksiyon ve hareket genişliği elde edilemediği görülmektedir. Bu bulgu, dirsek fonksiyonları ve propriyosepsiyonu üzerinde radius başı kemik dokusunun direkt ve indirekt etkisi olduğunu destekleyen önemli bir bulgudur (Tablo 25, Şekil 28). Bu bulgu, dirsek fonksiyonları ve propriyosepsiyonu üzerinde radius başı kemik dokusunun korunmasının etkisi olduğunu, vibrasyon, basınç, sürtünme gibi mekanik etkiler gibi sadece kemik doku aracılığıyla elde edilebilecek propriyoseptif bilgilerin bu yöntemle korunabildiğini göstermektedir. Bu açıdan, travma şiddetiyle düşük düzeyde hasar görmüş hasta grubunda osteosentezin tercih edilebilir olduğu vakalar, propriyoseptif ve fonksiyonel açıdan avantajlı durumdadır. Artroplasti vakalarında ise, propriyoseptif geri bildirimde radius başı protezinin orijinal radius başı kemik dokusu kadar etkin rol oynayamaması, bu vakaları propriyoseptif ve fonksiyonel açıdan dezavantajlı duruma getirmektedir.

Artroplastisi ve Osteosentez grupları arası Mayo Dirsek Performans Skorlarında Ki kare testinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) (Tablo 26, Grafik 29). Radius başı Artroplastisi ve Açık Redüksiyon İnternal Fiksasyon uygulanmış hasta grupları arasında Mayo Dirsek Performans Skorları 85 puan altındaki hastaların %60'ının protez hastası olması travma şiddeti, kırık tipinin Mayo skor üzerinde etkili olduğunu göstermektedir. Mayo skoru 100 olan 6 hastadan 3 tanesinin Osteosentez, 2 tanesinin Artroplastisi ve 1 tanesinin eksizyon hastası olması ise osteosentez vakalarında hem kemik dokunun sekonder stabilizör etkisinin korunarak radius başının stabiliteyi koruyarak indirekt olarak propriyosepsiyona ve ayrıca vibrasyon, kapitellum üzerindeki basınç gibi mekanizmalarla radius başının propriyosepsiyona direkt olarak katkısı olduğunu gösteren bulgularımızı desteklemektedir. Cerrahi yöntem olarak, Ağır ve Kompleks kırıklı vakalarda

travma şiddetinin, kırık tipinin ve kemik dokunun korunabilmiş olmasının, radius başı artroplastisine göre dirsek performansı üzerinde daha etkindir (Tablo 26, Grafik 29).

Cerrahi yöntemin etkisine bakılacak olursa, şiddetli ve kompleks travma etkisinde uygulanan protez ve anchorlarla lateral ve medial kollateral ligaman tamirleri iki grup arasında önemli bir major belirleyici olan travma şiddetinin etkisini ortadan kaldıracak kadar etkin rol oynamıştır. Bu açıdan bakıldığında, Protez ve AR + İF grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşmamış olması, artroplasti ve rehabilitasyon yöntemlerinin kırık sonrası dirsek fonksiyonlarını ne düzeylere çıkardığını ve orijinal radius başının fonksiyonlarını yerine getirmekte ne kadar başarılı olduğunu göstermesi açısından önemli bir bulgudur (Tablo 26, Grafik 29). Farklı cerrahi yöntemlerin Mayo Dirsek Performans Skoru üzerine etkisini daha net olarak görmek için daha geniş ve homojen hasta popülasyonlarıyla yapılacak çalışmalara ihtiyaç vardır.

Artroplasti ve Osteosentez grupları arası Pik Tork ve Repozisyon sonuçlarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). Ortalama, Medyan, Minimum ve Maksimum değerler incelendiğinde, iki yöntem arasında, özellikle Ekstansör Pik Tork değerlerinde, travma şiddeti ve kırık tipi ile paralel olarak disfonksiyonun arttığı, artroplasti uygulanan Tip 4 vakalarda pik tork değerlerinin daha düşük sonuçlarda toplandığı, ancak repozisyon sonuçları açısından farklı cerrahi iki yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı gözlenmektedir ( $p>0.05$ ). Pasif repozisyon testlerinde en iyi sonuçlar Osteosentez, en kötü sonuçlar Protez grubunda görülmekte iken, Aktif repozisyon testlerinde en iyi sonuçlar Protez, en kötü sonuçlar Osteosentez grubunda görülmektedir. Aktif ve pasif repozisyonda tam ters yönde bir ilişkinin oluşma nedeni literatürle paralel şekilde, pasif repozisyonda duyuşal propriyoseptif mekanizmalar devrede iken aktif repozisyonda duyuşal propriyosepsiyon mekanizmalarının yanı sıra motor propriyosepsiyon mekanizmaları, beynin rekaliibrasyon yeteneği, agonist veya antagonist hareketlerle pozisyonu rekaliibre edebilme avantajı ve beyinden gelen motor emirlerle başlayan fusimotor koaktivasyon etkisiyle kas içiği deşarj eşiğinin yeniden düzenlenmesi sonucu pozisyonun daha keskin olarak algılanabilme avantajı oluşmaktadır (22,41,46,141-148). Literatürden farklı olarak ise; istemli aktif kontraksiyonla gelen fusimotor koaktivasyon, optimal valgus açısı, optimal radial ön kol uzunluğu, stabilite, optimal kas uzunluk-gerilim dinamiği gibi avantajları barındıran osteosentez ve artroplasti grubu, eksizyon grubundan daha düşük açısal sapmalar göstererek daha iyi sonuçlar sergilemektedir. Kırık tipi ciddileştikçe, ince propriyoseptif fonksiyonların bir parametresi olan pasif repozisyon hissi de kırık şiddeti ve yumuşak doku hasarı, ek yaralanmalar gibi propriyoseptör hasarlarının paralelinde cerrahi yöntemden bağımsız olarak

bozulmakta ve en olumsuz repozisyonel sonuçlar Tip 4 kırıklarda görülmektedir. En iyi fleksör pik tork sonuçları Osteosentez ve Protez gruplarında eşdeğer düzeyde, en iyi ekstansör pik tork sonuçları ise Osteosentez grubunda görülmektedir (Tablo 27, Grafik 30). Bu bulgular Morrey ve arkadaşlarının dirsek travması sonrası ilk ve en hassas olarak etkilenen fonksiyonun ekstansiyon olduğunu ifade ettikleri çalışmalarıyla koreledir (41,46). Repozisyon değerleri açısından arada anlamlı fark bulunmaması, repozisyon hissi ve propriyosepsiyon üzerinde cerrahi yöntemden daha etkin olan travma şiddeti, ek yaralanmalar, yumuşak doku hasarının şiddeti gibi faktörlerin belirleyici olduğu düşüncemizi desteklemektedir. Radius başı artroplastisi genellikle şiddetli travma etkisiyle, Tip 4, komplike, osteosentez yapılamayacak kadar ciddi derecede parçalanmış olan radius başı kırıklarında tercih edilen bir yöntemdir (80). Bu açıdan bakıldığında, kötü kırıkların propriyoseptif ve fonksiyonel sonuçları üzerinde travma şiddeti, ek yaralanma, propriyoseptör kaybı gibi faktörlerin major belirleyici olduğu düşüncemiz etrafında, protez yönteminin, osteosentez yöntemleriyle orijinal radius başının korunarak rekonstrüksiyonu kadar etkin bir propriyoseptif ve fonksiyonel potansiyel sağlandığı açıkça görülmektedir. İki grup arasında bu açıdan istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşmaması radius başı artroplastisinin şiddetli travmalar ve ek yaralanmalar varlığında oluşan komplike, ağır kırıkları, düşük enerjili, komplike olmayan hafif kırıkların propriyoseptif ve fonksiyonel seviyesine kadar çıkartmış olması yönünden önemli bir bulgudur. Cerrahi yöntemlerin etkisini daha net olarak anlamak adına daha geniş hasta popülasyonu ile yapılan çalışmalara ihtiyaç vardır.

#### **Protez-Osteosentez-Eksizyon Yöntemleri arası Sonuçlar:**

Protez – Osteosentez – Eksizyon gruplarında, Jamar, DASH ve Mayo Skorlarında Protez ve AR+İF grupları arasında örnek çapının yetersiz olması nedeniyle istatistiksel analiz yapılamamış ve ortalama, median, minimum ve maksimum değerler incelenmiştir. Bu değerlere göre, Eksizyon ile diğer iki yöntem arasında Jamar El Kavrama Gücü, DASH, Mayo skorları, Pik Tork, Repozisyon, Valgus açısı, Hareket genişliği sonuçlarında bazı farklar dikkati çekmektedir (Tablo 28-31 Grafik 31-35). İstatistiksel olarak anlamlı örnek çapı ile daha geniş ve homojen hasta popülasyonu ile yapılan çalışmalara ihtiyaç vardır.

Jamar El kavrama Gücü Skorları açısından sonuçlar en yüksekte düşüğe sırasıyla Protez, AR+İF ve Eksizyon vakalarında, DASH Skorları açısından sonuçlar en iyiden kötüye AR+ İF, Protez ve Eksizyon vakalarında, Mayo skorları açısından sonuçlar en iyiden kötüye AR + İF, Protez ve Eksizyon vakalarında (Tablo 28, 29 Grafik 31, 32), Repozisyon testleri

açısından sonuçlar en iyiden kötüye pasif repozisyonunda Eksizyon, AR+İF, Protez, aktif repozisyonunda Eksizyon  $\approx$  Protez, AR+İF, Pik tork testleri açısından sonuçlar Fleksör pik tork testlerinde en yüksekten düşüğe AR + İF, Protez, Eksizyon, Ekstansör pik tork testlerinde en yüksekten düşüğe AR+İF, Protez, Eksizyon (Tablo 30, Grafik 33, 34), Hareket genişlikleri açısından sonuçlar Fleksiyon genişliğinde Protez, AR + İF, Eksizyon vakalarında, Ekstansiyon genişliğinde Eksizyon, AR+İF, Protez vakalarında, Pronasyon genişliğinde AR+İF, Protez, Eksizyon vakalarında, Supinasyon genişliğinde Protez, AR+İF Eksizyon vakalarında kaydedilmiştir (Tablo 31, Grafik 35). Valgus açısı artışı açısından ise sonuçlar en düşükten Protez, AR+İF ve Eksizyon vakalarında izlenmektedir (Tablo 34, Grafik 38). Bu açıdan bakıldığında, radius başı kırığı sonrası Protez ve AR + İF vakalarında el kavrama kuvvetinin yüksek çıkması, radial ön kol uzunluğu ve valgus açısının korunmasının etkisini göstermektedir. DASH, Mayo skorları, Pik Tork ve Repozisyon testlerinde; yoğun propriyoseptif geri bildirim gerektiren günlük yaşam aktiviteleri üzerinde kemik dokusunun korunarak tüm propriyoseptif bilgi akışının korunabildiği osteosentez yöntemlerinde, kemik doku korunamasa bile replase edilerek indirekt olarak propriyoseptif ipuçlarının (Stabilite, Vibrasyon, Sürtünme, Basınç aktarımı) iletilebildiği artroplasti yöntemlerine göre daha olumlu sonuçlar elde edilmiştir. Ayrıca pik tork sonuçlarında aktivite sırasında ön kol uzunluğunun korunamayak fleksör ve ekstansör kas grubu dinamiklerinin değiştiği, eksizyon vakalarında en düşük pik tork sonuçlarının elde edilmiş olması radial ön kol uzunluğu ve valgus açısı ile ilgili düşüncelerimizi desteklemektedir. Hareket genişliği ölçümlerinde hiçbir yöntemde kabul edilebilir sınırları aşan düzeyde fleksiyon-ekstansiyon etkilenmesi görülmemekte iken, ilk ve en hassas olarak etkilenen parametrelerin Ekstansiyon Hareket Genişliği ve Ekstansör Pik Tork olması güncel literatürle uyumlu önemli bir bulgudur (41,46). Literatürden farklı ve yeni olarak; Pronasyon-Supinasyon hareketlerinde ise, Eksizyon vakalarının en geniş hareket aralığını elde etmesi olumlu bir bulgu olarak görünmesine rağmen, pronasyon ve supinasyon sırasında 5 vakanın 4'ünde hiperpronasyon ve hipersupinasyon tespit edilmiş olması açısından olumsuz olarak nitelendirilmiş, instabilite olarak anlaşılmıştır. Bu açıdan bakıldığında hareket genişliği açısından kabul edilebilir sınırlar içerisinde en olumlu sonuç protez vakalarında tespit edilmiştir.

Bilindiği gibi pronasyon sırasında radius proksimale migre olarak kapitelluma giderek artan basınç ilişkisi ile temas etmektedir. Proksimal migrasyon hareketi radius başı replasman cerrahisinde implant uzunluğunun belirlenmesi açısından önem arz etmektedir. Ayrıca supinasyon ve pronasyon sırasında proksimal radioulnar eklemden radius ulna üzerinde rotasyon hareketi yapmaktadır. Bu hareket, osteosentez cerrahisinde uygulanacak implantın

radius başı kadranı üzerindeki açısal lokalizasyonunun belirlenmesi açısından önem arz etmektedir. Bu açıdan baktığımızda, protez vakalarında en fazla defisit pronasyon ve ekstansiyonda, osteosentez vakalarında ise supinasyon ve fleksiyonda oluşmakta olduğu görülmektedir. Bu bulgular, güncel literatürle uyumlu şekilde, protez cerrahisi sırasında radius başı implant uzunluğunun hassas olarak ayarlanmasının önemini ve osteosentez cerrahisi sırasında implantın radius başı kadranında açısal lokalizasyonunun hassas olarak ayarlanmasının önemini göstermektedir.

Valgus açısı değerlerinde, güncel literatürle de uyumlu olarak, valgus stresine karşı radius başı rekonstrüksiyonunun ya da replasmanının valgus stresine karşı MKL ile ortak olarak çalışarak ve MKL üzerinde stres paylaşımı yoluyla uzun dönemde valgus açısının optimal sınırlarda korunabilmesine katkıda bulunduğunu, buna karşı MKL üzerindeki kronik ve karşılanmamış yüksek streslerin eksizyon vakalarında uzun dönem valgus açısı sonuçları üzerinde olumsuz etkiye bulunduğu görülmektedir (80,65,90,91,93). Ayrıca atlanmış MKL, interosseöz membran rüptürü veya hasarında, eksizyon hatta osteosentez ve artroplasti yöntemlerinin bile primer valgus stabilizör etkiye bulunamadığını, bu açıdan uzun dönem valgus instabilitesine neden olduğu görülmekte ve profesyonel düzeyde olumlu fonksiyonel ve propriyoseptif sonuçlar için ayrıntılı preoperatif değerlendirmenin önemini vurgulamaktadır (78,80).

Literatürden farklı olarak; bu çalışmada ele aldığımız radius başı kırıklarında; üç farklı cerrahi yöntemin, azalmış radial ön kol uzunluğunun, artmış valgus açısının, kontraksiyon sırasında proksimal radial migrasyon sonucu el kavrama gücü değişikliklerinin, valgus açısı değişikliklerine bağlı ön kol pronator-supinator, dirsek fleksör-ekstansör kas dinamiklerinin değişimlerinin nörofizyoloji düzeyinde propriyoseptif ve fonksiyonel etkileri sunulmaktadır. Bu üç farklı cerrahi yönetime dair daha geniş ve daha homojen hasta popülasyonlarıyla yapılmasının gerekliliğini göstermektedir.

### **Valgus açısı Sonuçları:**

Bir kasın durumu (egzersiz yapmış olup olmaması, yorgun olup olmaması, gerginken gevşemiş yada gevşekken gerilmiş olması) pozisyon hissini etkilemektedir. Kas içiği kasın durumuna göre desarj eşiklerini düzenleyerek santrale afferent impuls gönderme oranlarını düzenler (Allen ve ark. 2007, White & Prouse 2009) . Bu bulgular ışığında hastalarımızın Cybex ölçümleri sırasında ön kol nötral pozisyonda yapması, Valgus açısı artmış olan hastalarda bu açı artışı ile gelişen deformite ve instabilite etkisiyle radial bölge lateral epikondile tutunan ekstansör kas grubu boyu kısalmış, kaslar normalden daha düşük bir

tonusta, daha düşük bir hassasiyette bulunmaktadır. Medial epikondile tutunmakta olan fleksör kas grubu ise normalden daha uzun, dolayısıyla, daha gergin ve hassas duruma getirmektedir. Bu durum bir nevi deformiteye sekonder patolojik bir kas şekillendirme olarak kabul edilebilir. Sonuç olarak bu hastalar ön kollarından gelen artmış fleksör grup afferent deşarjlarına ve azalmış ekstansör grup deşarjlarına maruz kalmaktadırlar. Bu nedenle ön kol pozisyonlarını normalden daha ekstansiyonda hissetmektedirler ( Fleksör grup gergin-Ekstansör grup gevşek). Valgus açısı artmış hastalar ve ciddi derece fleksiyon hareket genişliği kaybı olan hastalar ( yani ekstansör kas grubu fleksör grubuna göre daha gevşek durumda kalmış olan hastalar), dirseklerinin olduğundan daha ileri bir ekstansiyon pozisyonunda olduğunu hissettikleri için fleksör görevler sırasında, öğretilmiş olan bir fleksör noktayı daha ileri fleksiyon aşamalarında hissetmeye başlamakta ve fleksör yönde (+) hata yapmaya eğilimli hale gelmişlerdir. Çünkü ancak bu ileri fleksiyon aşamasında, deformiteye sekonder patolojik olarak gevşek durumda kalmış ekstansör kas grupları gerilmeye başlayarak, santrale geribildirim impulsları gönderebilmeye başlamaktadır. Ekstansör görevler sırasında ise dirseklerini olandan daha ileri bir ekstansiyon derecesinde hissettikleri için daha erken ekstansiyon derecelerinde hissetmeye eğilimli hale gelmişlerdir ve Ekstansör yönde (-) hata yapmaya eğilimli hale gelmişlerdir. Çünkü ekstansör grup gevşek, fleksör grup gergin durumdadır. Gergin olan fleksör grubun hassasiyeti artmış durumdadır ve ufak bir ekstansiyon hareketi ile oluşan impulslar ve hastanın da dirseğini mevcut pozisyonundan daha ekstansiyonda hissetmesi nedeniyle nokta yakalanmış olarak algılanmaktadır. Pozisyon nedeniyle değil ancak deformiteye sekonder kas dinamikleri değişimi nedeniyle böyle bir durum ortaya çıkmaktadır. Ciddi derecede fleksiyon ve ekstansiyon kısıtlılığı da azalan hareket genişliği içerisinde kas uzunluğu rölatif olarak uzun, kas içcikleri ise gevşek duruma geçmiş, gergin kas grubu gerilime daha hassas, gevşek kas grubu ise gerilime daha duyarsız hale geçmiştir. Bu düşünce temelinde yeni bir araştırma konusu olarak, valgus açısı artmış olan radius başı kırık vakalarında meydana gelen pronasyon-supinasyon hareketi repozisyon hatalarını da açıklayabilme potansiyeline sahiptir. Daha önce de belirtildiği üzere, valgus açısı artışı ile lateral epikondil supinator grubu gevşemekte ve kas içcikleri gerilme daha duyarsız hale gelmekte, pronator grup ise uzayarak gerilmekte ve gerilime daha hassas hale gelmekte, daha kolay sinyal ve sık sinyal oluşturabilmektedir. Bu durumda kişi nötral pozisyonunda olan ön kolunu mevcut olan pozisyonundan daha ileri bir supinasyon açısında hissetmektedir. Pronator görevler sırasında ise, daha ileri pronasyon açılarında (+) hata yapmaya ve supinatör görevlerde ise daha erken supinasyon açılarında (-) hata yapmaya eğilimli hale gelebilir. Bu açıdan bakıldığında hareket kısıtlılığı olan hastalarda propriyoseptif defisit ve pozisyonel

hataların olması beklenen ve güncel literatürle de desteklenen bir bulgudur. Radius başı kırıklarında dirsek deformitesinin önlenmesi, anatomik stabilitenin korunarak deformite gelişiminin önlenmesi el parmakları, el, el bileği ve dirsek fonksiyonları açısından kritik önem arz etmektedir. Lateral ve medial epikondilden başlayan el parmakları fleksör ve ekstansör kas grubunu da göz önüne alırsak bu durumun kritik önemi daha da ortaya çıkmaktadır. Mesleği ya da hobileri gereği profesyonel el, el bileği, dirsek performansına ihtiyaç olan hasta popülasyonlarında bu bilginin göz önüne alınması gerekliliği kaçınılmazdır (123,151-154).

Hafif (Tip 2)/Ağır (Tip 3-4) gruplar arası postoperatif uzun dönem valgus açı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0,679$ ). Eksizyon uygulanmış olan vakaların da Hafif grup içinde olması nedeniyle valgus açıları Hafif grupta, daha geniş ve ileri derecelere ulaşarak, Ağır grup düzeyine erişmektedir (Tablo 32, Grafik 36). Hafif kırıklarda düşük travma enerjisinin etkisinde valgus açısı ileri derecede bozulmazken, Ağır vakalarda ise ileri derece bozulmakta (Tip 4 kırıklar, MKL ve İnterosseoz membran rüptürü sonucu) ancak doğru ve etkin cerrahi yöntemlerle düzeltilebilmektedir. Bu nedenle iki yöntem arasında anlamlı derece fark olmaması beklenen bir bulgudur. Ancak Eksizyon uygulanmış olan vakaların da Hafif grup içinde olması nedeniyle uzun dönemde valgus açıları daha geniş ve ileri derecelere ulaşmakta ve Ağır grup düzeyine erişmektedir (Tablo 32). Bu bulgularımız literatürle paralel olarak, radius başı eksizyonunun MKL intakt bile olsa ya da atlanmış MKL, interosseoz membran rüptürü vakalarında eksizyon uygulanmasının uzun dönem valgus açılarına etkilerini ve Osteosentez, Artroplasti ağırlıklı tedavi yöntemlerinden oluşan Ağır hasta grubunda, bu cerrahi yöntemlerin valgus açısı üzerinde uzun dönem olumlu sonuçlarını göstermektedir (78,80,94) (Tablo 32, Grafik 36).

İzole ve Kompleks vakalar arasında postoperatif uzun dönem valgus açı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0,141$ ) (Tablo 33, Grafik 37). İzole grubun 14 hastasından 4 tanesinin kadın ve geri kalan 10 vakadan 4 tanesinin de eksizyon vakası olması nedeniyle valgus açıları daha geniş ve ileri derecelere dağılmakta olduğu düşünülmektedir. Bu bulgu; cinsiyetin, MKL ve İnterosseoz membran intakt bile olsa uzun dönemde üzerlerinde oluşan kronik gerilimin etkisinin, şüpheli MKL ve interosseoz ligaman hasarının olduğu vakalarda yöntem olarak eksizyon uygulanmış olmasının, tanınmamış MKL rüptürünün uzun dönemde valgus açılarına olan etkilerini göstermekte ve MKL'in dirsek valgus stresine karşı primer, radius başının ise koruyucu olarak sekonder stabilizör olduğunu, atlanmış ligaman hasarı durumunda primer stabilizör konumuna geçerek stabilizasyona ve dolayısıyla propriyosepsiyona katkıda bulunmaktadır (46,34,47,62,133). Literatürden farklı olarak ise, atlanmış ya da tanı almamış MKL ve interosseoz membran rüptür vakalarında

radius başı koruyucu cerrahilerin önemini vurgulamaktadır. AR + İF ve Artroplasti ağırlıklı tedavi yöntemlerinden oluşan Ağır hasta grubu, düşük değerlerde dar bir dağılım göstermektedir. Bu bulgular radius başının tamir ya da replase edilmesinin valgus açısı üzerinde uzun dönem olumlu sekonder etkilerini göstermekte ve Morrey'in radius başının valgus stresine karşı sekonder stabilizör olduğu bulgularıyla korelasyon göstermektedir (46,62,133) (Tablo 33, Grafik 37).

Sekonder stabilizasyonun korunması; Barret ve ark. (127), ameliyattan 6 ay sonra hastaların pozisyon hislerinde belirgin düzelme olduğunu gösterdikleri ve eklem replasman ameliyatlarının eklem pozisyon hissini arttırabileceğini söyledikleri çalışmaları çerçevesinde yorumlandığında nöral duysal girdideki ve stabilitedeki azalma, birçok kişide normal günlük yaşam aktivitelerinde fonksiyonel yetersizliğe sebep olması yönünden önemlidir. Profesyonel düzeyde propriyoseptif ve fonksiyonel ihtiyaçları olan hasta gruplarında sonuçları üst düzeylere çıkartmak için mümkünse primer stabilite yanında sekonder stabiliteye de yönelik komponentleri göz önünde bulundurmak gerekmektedir.

Protez, Osteosentez ve Eksizyon grupları arasında örnek çapının istatistiksel olarak yetersiz olması nedeniyle ortalama, median, minimum ve maksimum değerler incelenmiştir. Farklı cerrahi yöntemler arasında median değerlerinde eşitlik söz konusu iken protez vakalarının valgus açısı ortalamalarının AR+İF vakalarından daha fazla olduğu, Eksizyon vakalarının Artroplasti ve AR+İF vakalarına göre uzun dönemde daha ileri valgus açısı değerlerine ulaştığı görülmektedir. AR + İF ve Artroplasti ağırlıklı tedavi yöntemlerinden oluşan ağır hasta grubu valgus açıları, düşük değerlerde dar bir dağılım göstermektedir. Bu bulgular radius başının rekonstrükte ya da replase edilmesinin valgus açısı üzerine uzun dönemde olumlu sekonder etkilerini ortaya koymakta ve bu açıdan valgus açısının korunmasının, MKL hasarının tanınması ve tamir edilmesinin dirsek fonksiyonlarına ve propriyosepsiyonuna stabiliteyi korumak yoluyla olumlu etkide bulunmakta olduğunu ortaya koymaktadır (80,65,121,133,157,203). Bu bulgular doğrultusunda farklı cerrahi yöntemler sonucu valgus açıları en düşükten yükseğe AR+İF  $\approx$  Protez , Eksizyon şeklindedir (Tablo 34, Grafik 38). Grafikte 20 ve 23 numaralı hastaların normal dağılımdan ileri derecede ayrılarak 16° ve 22° valgus açıları olduğu görülmektedir (Grafik 38). Bu hastalarda MKL hasarı tespit edilmemiş ve MKL tamiri yapılmamıştır, ancak bulgular atlanmış MKL hasarını akla getirmektedir. Literatürle paralel olarak, MKL hasarı sonrası, artroplasti bile uygulanmış olsa, valgus açısının uzun dönemde olumsuz sonuçlanacağını ve dirsek fonksiyonlarının etkileneceğini, MKL'ın primer valgus stabilizörü olduğunu ve radius başı cerrahisinde implant uzunluğunun hassas şekilde ayarlanmasının önemini vurgulaması açısından güncel



literatürle uyumludur (31,62,68,235). Üç farklı yöntemi tek bir grafikte ele alarak incelediğimizde; Eksizyon vakalarının Artroplasti ve Açık Redüksiyon İnternal Fiksasyon vakalarından uzun dönemde daha ileri valgus açısı değerlerinde toplandığı dikkat çekmektedir (Tablo 34 Grafik 38). Bu bulgu radius başı eksizyonunun MKL intakt bile olsa uzun dönemde üzerinde oluşan kronik stresin etkisini ve şüpheli MKL rüptürü vakalarında yöntem olarak eksizyon uygulanmasının uzun dönemde valgus açılarına etkilerini göstermektedir. Hasta grubumuza baktığımızda 23 hastadan 7 tanesinde MKL rüptürü tespit edilmiştir ve bu 23 hasta içerisinde 5 hastada eksizyon yöntemi tercih edilmiştir. 7 MKL rüptürü mevcut vakadan 1 tanesine eksizyon uygulanmış olup bu hastanın uzun dönem valgus açısı 25,5°'dir (Valgus açısı cinsiyetler arası ortalama alınarak 10,5° kabul edilmiştir) (11,18,52). 23 hastadan 7'sinde ise valgus açılarında artış tespit edilmiştir, bu hastaların 2'sinde AR+ İF, 1 tanesinde Artroplasti ve 4 tanesinde Eksizyon uygulanmıştır. AR + İF uygulanmış vakalarda ortalama valgus açısındaki artış 0,5°, Protez uygulanmış vakada 1,7°, eksizyon uygulanmış vakalarda ise 10,50° 'dir (Tablo 34). Eksizyon uygulanmış 1 hastada ise valgus açısı normal sınırlarda bulunmuştur. Bu durum radius başı kırığı sonrası dirseğin MKL rüptürü ya da hasarı yönünden dirseğin ayrıntılı incelenmesi gerekliliğini, doğru incelenmiş ve MKL hasarı olmadığından emin olunarak yapılmış eksizyonların uzun dönemde bile valgus açısında normal sınırlar içinde kalabileceğini, MKL rüptürü varlığında uygulanmış olan Protez, AR+İF ya da Eksizyon'un valgus stabilizasyonunda sekonder düzeyde etkin olduğunu göstermektedir. Radius başı kırıklarında farklı cerrahi yöntemler ve MKL hasarı ilişkisinin valgus açısı üzerinde uzun dönem etkilerini net olarak anlamak adına daha geniş ve homojen hasta popülasyonu ile yapılacak çalışmalara ihtiyaç vardır. Ayrıca MKL hasarını evrelendirmeye yönelik, prognoza yönelik fikir verebilecek ve bu açıdan cerrahi planlama üzerinde de katkısı olabilecek yeni çalışmalar fonksiyonel sonuçlar üzerine olumlu katkıda bulunabilir (47, 80).

Çalışmamızda, valgus açısı sonuçları ve dirsek kas dinamikleri üzerine pik tork ve repozisyon sonuçlarıyla birlikte yorumlandığında, radius başı kırıklarına sekonder gelişen deformite ve instabilite sonucu pronasyon-supinasyon, fleksiyon-ekstansiyon ve propriyoseptif fonksiyonların nasıl etkilendiğine ve bu değişimlerin santral sinir sistemi düzeyinde nasıl yorumlandığına dair travmatoloji perspektifinde nörofizyolojik açıklamalar sunulmuştur. Kas kuvveti, repozisyon hissi ve pik tork gibi fonksiyonel parametreler aracılığıyla, deformite sonucu optimal uzunluk gerilim ilişkisinin bozulmakta, instabilite etkisiyle hareket sırasında oluşan patolojik vibrasyonlar propriyosepsiyon hissini olumsuz etkilemekte ve sonuç olarak kas ve propriyosepsiyon dinamikleri bozulmaktadır. Radius başı

kırıkları sonrası dirsek propriyosepsiyonunun santral sinir sistemi ve nörofizyolojik süreçlerine dair mevcut literatüre ek yeni bir alternatif sunularak dirsek travmaları sonrası fonksiyonel ve propriyoseptif sonuçların daha üst düzeylere taşınmasını amaçlanmıştır (124-126,200-208).

## **10.SONUÇ VE ÖNERİ:**

Radius başı kırıkları sonrası dirsek propriyosepsiyonunun bozulması, radius başı kemiğinin dirsek propriyosepsiyonunda direkt (vibrasyon, basınç, sürtünme ) ve indirekt (stabilite) olarak rol oynayan fonksiyonel bir kemik olduğunu göstermektedir.

Baskın taraf kırıkları, kırık ve cerrahi sonrası baskın olmayan tarafa göre daha iyi fonksiyonel ve propriyosepsiyonel sonuçlar sergilemektedir. Ancak baskın olmayan tarafla arada propriyosepsiyon açısından istatistiksel olarak anlamlı fark oluşmamaktadır. Bu durum baskın tarafın travmadan daha az etkilendiğini, daha yüksek bir rejenerasyon potansiyeli göstermekte olduğunu, cerrahi ve rehabilitasyon sonrası sağlam taraf düzeyleri yakalayabileceğini ortaya koymaktadır.

Sağlıklı bir bireyde, sağ ve sol taraf, dominant ve nondominant taraflar arasında dominant taraf lehine motor ve propriyosepsiyonel farklar mevcuttur. Travma ve kırık sonrası fonksiyonları etkilenen dominant taraf, nondominant seviyesine düşmekte ve nondominant taraf ile arasında fark oluşmamaktadır.

Gandevia ve ark 2006, Smith 2009 tarafından istemli kas hareketleri sırasında hareket ve pozisyon hissi yeteneğinde artış oluştuğunun tanımlanması yeni bir bulgudur. Yer çekimsiz, yer çekimli, optimal bir direncin olduğu ortamlarda yapılan propriyosepsiyon testlerinde açısal hata oranının giderek azalmakta olduğu belirtilmiş ve insan beyninin, çevreden gelen etki ile algı arasında negatif bir fraksiyon oluşturarak kalibrasyon yapmakta olduğunu, hareketi ve pozisyonu bu şekilde algıladığını ifade etmişlerdir. Yerçekimsiz ortamda etki olmaması nedeniyle dış ortamla beyin arasında bir fark oluşturulamadığını ve hata oranının artmakta olduğunu, yer çekimi ve optimal direnç ile etki oranı arttığında ise dış ortamla arada fark oluşturulabilmesi ve fusimotor koaktivasyonun devreye girmesiyle algı keskinliğinin arttığını ve hata oranının azalmakta olduğunu açıklamışlardır. Korteksten çıkan motor emirler hareket hissinin başlamasında ilk adımdır. Verilen motor emirlerin amplitüdü her zaman dışarıdan gelen etkilerin amplitüdüne göre daha düşük olarak algılanmaktadır. Bu şekilde korteks etki-tepki arasında bir fark oluşturur. Sürekli olarak pozisyon ve hareket hissinin denetim altında tutar. Yerçekimi ortadan kaldırıldığında ya da desteklenerek yer çekimin bir ekstremité üzerindeki etkisi elimine edildiğinde hata oranının artması bu nedendir (154). Görsel bilgi girişinin etkisi ve yer çekimsiz-yerçekimli-belirli bir kuvvete karşı yapılan çalışmalar paralelinde görsel bilgi elimine edildiğinde dominant taraf fonksiyonlarının baskılandığı, nondominant tarafın ise etkilenmediği tespit edilmiştir (205-207). Radius başı kırıkları sonrasında da, görsel geri bildirimler elimine edilerek yapılan testlerde baskın taraf dezavantajlı duruma gelmekte ve açısal hata oranı artmakta, ancak

istemli olarak yapılan aktif repozisyon testlerinde aktivitenin etkisi ile arada bir fark oluşturulabilmesi ve fusimotor koaktivasyonun devreye girmesi nedeniyle kas içiği eşik değeri düzenlenmekte ve daha düşük açısıl hatalar, daha olumlu sonuçlar elde edilmektedir. Motor ve duysal propriyosepsiyonun kombine olarak rol aldığı günlük aktiviteleri içeren DASH skor ve Jamar skor sonuçları da bu bulgularımızı desteklemektedir.

Dirsek travması sonrası ilk ve en belirgin olarak etkilenen fonksiyon literatürle paralel şekilde dirsek ekstansiyonudur. Radius başı cerrahilerinin, sıklıkla posterolateral yaklaşımla yapılıyor olması, cerrahi sırasındaki iyatrojenik hasarı da beraberinde getirmektedir. Cerrahi ile gelişen iyatrojenik propriyoseptör (kas, kapsül, ligaman, cilt ) hasarı, lateral epikondile tutunmakta olan, dirsek hareketleriyle dinamikleri ve dolayısıyla fonksiyonları değişmekte olan dirsek çevresi kaslarının ve cilt geriliminin pozisyon hissine katkılarını elimine etmektedir (151).

İyatrojenik hasara ek olarak, gelişmiş travma sonrası eklenen yumuşak doku hasarı, propriyoseptör kaybı, radius başı kemik dokusunun korunduğu veya eksize edildiği farklı cerrahi yöntemlerin etkileri ve gelişen uzun dönem instabilite kaynaklı vibrasyonlar propriyoseptif etkilenmede rol almaktadır (151).

Kırık ve cerrahi tedavi sonrası gelişen uzun dönem valgus deformitesi nedeniyle değişen lateral-medial epikondil kas dinamikleri ve instabilite ile oluşan patolojik hareketlere sekonder gelişen kas vibrasyonları propriyosepsiyon üzerinde olumsuz etki göstererek bir nevi elektriksel parazitlenme etkisi yaratmakta ve propriyosepsiyonel hatalara neden olmaktadır.

Optimal kas uzunluk-gerilim ilişkisi ve eklem stabilitesi, propriyosepsiyon ve motor fonksiyonlar üzerinde rol oynamaktadır. Aynı zamanda motor fonksiyonlar propriyoseptif geri bildirimlerle şekillenmektedir. Bir travma sonrası propriyoseptif etkilenme oranı, travma sonrası motor iyileşme oranı ile ters orantılıdır, Bu nedenle preoperatif değerlendirme, travma ve cerrahi tedavi aşamalarının bir sonucu olarak gelişen uzun dönem valgus açısı ve stabilite değişikliklerinin lateral ve medial epikondil kas dinamiklerini etkileyerek, medial epikondil fleksör kas grubu optimal uzunluk-gerilim ilişkisini bozarak propriyosepsiyon, el fleksör kavrama kuvveti, repozisyon ve tork değerlerini etkilemektedir.

Taraf dominansının etkisiyle dominant tarafın kas gücü amplitüdlerinin nondominant taraf fonksiyonları üzerinde olması, dominant taraf-kırık taraf uyumunun olumlu etkisini göstermektedir.

Sağ taraf kırıklarında, nondominant (sol) taraf ile dominant (sağ) taraf arasında belirgin fark oluşmamış olması yüksek olan dominant taraf kapasitesinin non-dominant

seviyesine indiğini ve eşdeğer düzeyde olduklarından istatistiksel olarak arada fark olmadığını gösterirken, Sol taraf kırıklarında, nondominant (sol) taraf ile dominant (sağ) taraf arasında belirgin fark oluşmuş olması, dominant tarafa göre daha düşük bir kapasitesi olan nondominant tarafın travma etkisiyle daha da düşük düzeylere inerek aradaki farkın açıldığını ve istatistiksel olarak anlamlı düzeyde fark oluştuğunu göstermektedir. Travma ve cerrahi sonrası oluşan kalıcı değişikliklerin dominant taraf propriyosepsiyonunu etkileyerek, motor iyileşmenin yeterli düzeylere ulaşamadığını ve bunlara bağlı olarak kalıcı şekilde etkilenmiş olan propriyosepsiyonun ise fonksiyonel iyileşmeyi ne düzeyde etkileyebileceğini akla getirmektedir. Bu açıdan bakıldığında, taraf dominansının ötesinde travma şiddeti, kırık tipi ve kırık tarafının, radius başı kırıkları fonksiyonel sonuçlarında primer belirleyici olduğu, mevcut olan yöntem, yaklaşım ve rehabilitasyon protokollerinin henüz hala travmanın propriyosepsiyon üzerindeki olumsuz etkisini tamamen ortadan kaldıracabilecek düzeyde etkin olmadığını göstermektedir.

Taraf dominansı, kavrama gücü ve günlük yaşam aktiviteleri (DASH Skor) gibi motor fonksiyonlar açısından belirleyici bir faktördür ve kişinin dominant taraf ya da sağlam taraf kas kuvveti, kontralateral taraf kas gücünün indirekt bir göstergesi olarak kabul edilebilir.

Günlük yaşam aktivitelerinin ve profesyonellik gerektiren aktivitelerin sorunsuz devamında; travma şiddeti, kırık tipi ve ek yaralanmalar kadar, bir dirsek travmasının doğru analiz edilmesi ve uygun cerrahi yöntem seçiminin de rolü vardır.

Propriyosepsiyon ve fonksiyonlar üzerinde primer olarak etkin propriyoseptör kaybının, sekonder olarak anatomik ve fonksiyonel parametreleri (radius başı, MKL, radial ön kol uzunluğu, valgus açısı, stabilite, optimal kas uzunluk-gerilim değeri) korumak yoluyla kompanse edilebilmesi mümkündür.

Kas dinamikleri; uzunluk-gerilim ilişkisi, egzersiz, kas tonusu gibi etkenlerle belirlenmektedir (141,142,153,154). Ekstansiyon kısıtlılığı durumlarında kas uzunluğu değişmemekte ancak hareket genişliğinin azalmasına bağlı olarak kas gerginliği değişmektedir. Kas gerginliği, agonist(fleksör) grupta düşerken, antagonist(ekstansör) grupta artmaktadır. Buna bağlı olarak fleksör grup etkin kas kontraksiyonu ve propriyosepsiyon için gerekli olan optimal fizyolojik değere göre gevşek, ekstansör grup ise gergin duruma geçmektedir. Sonuç olarak; egzersiz ve şekillendirme gibi aktivitelerin yapılmadığı öngörülerek normal koşullar baz alındığında, fleksör grup kas içcikleri gevşek, ekstansör grupta ise kas içcikleri gergin durumdadır. Kas içciği gerilim yoluyla deşarj oluşturur ve gergin olan kas içciği beyine daha kolay ve daha yüksek oranda, gevşek olan ise daha düşük oranda deşarj sinyali göndermeye başlar (151-155). Sonuç olarak, beyin dirsek açısını

olduğundan daha fleksiyonda olarak algılar, çünkü ekstansör grup gergindir ve daha kolay uyarı çıkararak daha yüksek oranda sinyal göndermektedir. Bu nedenle pasif repozisyon testi sırasında, kas içiği aracılı pozisyon hissi ekstansör yönde bozulmakta, ekstansiyon hareketi sırasında ekstansör yönde (+), fleksiyon sırasında fleksör yönde (-) açısal sapmalar oluşmaktadır.

İzole kırıkların travmadan daha az etkilenmiş olması nedeniyle, daha az oranda propriyoseptör kaybı gelişmekte ve daha yüksek propriyoseptif ve motor iyileşme potansiyeli göstermektedir. Böylece sağlam taraf seviyesine daha çok yaklaşmakta, Kompleks grup ise daha geride kalmaktadır. Bu durum radius başı kırıkları sonrası Jamar El Fleksör Kavrama Kuvvetinin ek yaralanmalar etkisinde nasıl değişmekte olduğunu göstermektedir. Travma şiddeti ve ek yaralanmalar; taraf dominansı ve cerrahi yöntem gibi Jamar El Fleksör Kavrama Kuvveti üzerinde olumlu etkide bulunabilecek faktörleri bertaraf ederek, kompleks kırıklarda daha düşük sonuçlara neden olmuştur. Bu durum farklı cerrahi yöntemlerden bağımsız olarak travma şiddeti ve ek yaralanmaların, Jamar El Fleksör Kavrama Kuvveti üzerine olumsuz etkisini dolayısıyla da kuvvet gerektiren kaba motor ve propriyosepsiyonel aktiviteler üzerindeki etkisini ortaya koymakta, ince motor ve propriyoseptif fonksiyonları ise ne düzeyde etkileyebileceği hakkında fikir vermektedir.

Şiddetli travma etkisi ile daha farklı ek yaralanmalar, içeren kompleks kırıkların daha agresif cerrahi tedavi edilmesine rağmen düşük enerjili travma sonucu düşük dereceli yaralanmayla sonuçlanan ve bu nedenle osteosentezle tedavi edilebilen izole kırık fonksiyonlarını yakalamıştır. Bu durum, İzole ve Kompleks grupların kırık tarafları arasında anlamlı fark oluşmadığı sonuçları açıklamakta, bu açıdan kompleks kırıklarda doğru ve tam uygulanmış cerrahi yöntemlerin gelebileceği başarı noktasını göstermektedir.

Kompleks kırıklar, eksizyon uygulanan izole kırıklar, atlanmış MKL hasarı sonrası uzun dönemde dirsekte gelişen instabilite ve valgus açısı değişiklikleri, kas dinamiklerini (uzunluk-gerilim ilişkisi) etkileyerek propriyoseptif ve motor fonksiyonlar üzerinde anlamlı değişiklikler oluşturmakta, el fleksör kavrama kuvveti dinamiklerini değiştirmektedir. Kompleks radius başı kırıkları sonrası uzun dönemde valgus açısı artışı, lateral epikondil kas grubunu rölatif olarak normalden gevşek, medial epikondil kas grubunu ise normalden gergin bırakmakta sonuç olarak supinasyon kısıtlılığı gelişmektedir. Pronator ve Supinasyon kas dinamiklerinin değişmesine sonucu, doğal olarak propriyosepsiyon dinamikleri de kas içiği düzeyinde etkilenmekte, lateral ve medial epikondil kasları kas içiklerinin pozisyon hissi üzerindeki rolü baskılanmakta, sonuç olarak pozisyonel hatalara ve kas kuvvet kaybına neden olmaktadır.

Osteosentez, Artroplasti, MKL bağ tamiri, koronoid fiksasyonu gibi uygulamaların bulunduğu Kompleks grupta, DASH skorlarının düşük değerlerde toplanma eğilimi, yapılan cerrahi müdahalelerin günlük yaşam aktivitelerine olumlu etkisi olduğunu, travma etkisiyle gelişen primer propriyoseptör kaybının, uygulanan cerrahi yöntem ile valgus açısı, radial ön kol uzunluğu, stabilite ve kas uzunluk-gerilim ilişkisinin korunmasıyla sekonder olarak kompanse edilebileceğini göstermektedir. İzole ancak osteosentez yapılamayacak kadar ileri derecede parçalanmış radius başı kırıklı, MKL'ı intakt hastalarda, eksizyon yerine artroplasti seçeneğinin fonksiyonel ve propriyoseptif açıdan daha olumlu bir seçim olduğunu ortaya koymaktadır.

Kompleks kırıkların sağlam ve kırık taraf arası repozisyon farkları izole kırıklarla aynı düzeydedir. Normalde primer propriyoseptör kaybı ve hasarın daha fazla olduğu kompleks grupta kırık tarafta, izole ve sağlam tarafa göre ileri derece etkilenme beklenirken istatistiksel olarak aynı düzeyde fark oluşmuştur. Bu durum, kompleks grup repozisyon sonuçları üzerinde dominant taraf ve cerrahi yöntem etkisinin rol oynadığını ve bu iki faktörün etkisiyle kompleks kırıkların izole grubu, kompleks grup kırık taraflarının da sağlam tarafların propriyosepsiyon kapasitesini çıkabildiğini göstermektedir. Radius başı kırıklarında valgus açısı ve stabilite koruyucu primer (MKL'a yönelik) ya da sekonder (Radius başı, Radial Ön kol uzunluğu, Valgus açısı, Kas uzunluk-gerilim ilişkisini ve stabiliteyi korumaya yönelik) cerrahi yöntemlerin olumlu dirsek propriyoseptif ve motor fonksiyonlarından sorumludur. Ek yaralanma varlığı ve düzeyi kadar cerrahi yöntemin de Mayo skor üzerinde doğrudan etkindir. Bu nedenle günlük yaşam aktivitelerinin ve profesyonellik gerektiren aktivitelerin sorunsuz devamında travma şiddeti, kırık tipi ve ek yaralanmalar kadar, dirsek travmasının doğru peroperatif analiz edilmesi ve uygun cerrahi yöntem seçimi ile Primer ve sekonder komponentleri korumak, propriyoseptif ve fonksiyonel sonuçlar üzerinde etkin rol oynamaktadır.

Kompleks kırıklarda sağlam-kırık taraf arası pik tork farkları (7 N-m) izole kırıklardan (0,44 N-m) daha fazladır. Kırık taraf, ekstansör pik tork açısından sağlam taraf düzeyine yeterince yaklaşamamış ve kompleks grupta kırık taraf aleyhine fark oluşmuştur. Bu bulgu radius başı kırıklarında ek yaralanmaların, propriyoseptif ve motor fonksiyonların kombine olarak kullanıldığı aktivitelerdeki rolünü göstermektedir. Ek yaralanmalar, hareket kısıtlılığı, deformite ve instabiliteye sekonder kas dinamiklerinin değişmesi, kompleks kırıkların daha ayrıntılı ve agresif olarak tedavi edilmesi gerektiğini göstermektedir. Kompleks grupta travma ile oluşan primer propriyoseptör hasar ve ayrıntılı, agresif tedavi sonucu gelişen iyatrojenik hasar ilk ve en belirgin olarak ekstansör fonksiyonu etkilenmiştir.

Hareket kısıtlılığı pik tork değerlerini etkilemektedir. Ekstansiyon kısıtlılığının, ekstansör pik tork değerleri ile ilişkilidir. Ekstansiyon kısıtlılığı sonucu triceps normalden gergin, biceps ise normalden gevşek kalmaktadır. Bu şekilde dirsek Fleksör-Ekstansör kas dinamikleri (Uzunluk-Gerilim ilişkisi) değişmekte ve uzunluk-gerilim ilişkisi optimal noktadan uzaklaşarak, verimsiz bir düzeye inmekte, kas kuvveti düşmektedir. Pik tork değerlerinde görüldüğü üzere kısıtlılık düzeyinde, ekstansör kas gücünde kayıp oluşmaktadır. Ayrıca posterolateral ve agresif cerrahi yaklaşımların kas kuvveti ve propriyosepsiyon üzerindeki muhtemel iyatrojenik propriyoseptif hasarı nedeniyle ekstansör fonksiyonlar daha belirgin olarak etkilenmektedir. Kompleks kırıklarda yaralanma ile bozulan tüm parametreleri rekonstrükte etmek adına yapılan cerrahi müdahaleler bir yandan propriyosepsiyon üzerine pozitif etkide bulunurken bir yandan da iyatrojenik hasar ile negatif etkide bulunabilmektedir.

Eksizyon vakalarında kas kontraksiyonu sırasında kısalan radial ön kol uzunluğu ve valgus açısı artışı Jamar El Kavrama Kuvveti üzerine olumsuz etkide bulunmaktadır. Radius başının yokluğu, kompleks kırıklar, atlanmış MKL hasarı sonrası uzun dönemde artmış olan valgus açısı, Medial epikondile tutunan fleksör kas optimum uzunluk-gerilim ilişkisini bozmakta, birim alandaki fleksör kas kitlesinin(PCSA) azalmakta, el fleksör kavrama kuvveti olumsuz etkilenmektedir. Bu bulgu, ön kol uzunluğunun ve valgus açısının cerrahi planlama aşamasında göz önünde bulundurulmasının inemini göstermektedir. Ağır yada kompleks kırık bile olsa, doğru cerrahi yöntem seçimi, sekonder stabilizörlerin (radius başı mekanik etkisi ile valgus stabilizasyonu) korunması ve baskın taraf etkisi propriyoseptif ve fonksiyonel sonuçları hafif, izole kırıklar ve sağlam taraf düzeyine çıkartabilmektedir.

En fazla hareket genişliği defisiti ağır (Tip 3-4) kırıklarda bütün hareket genişliklerinde oluşmuştur. Bu durum travma şiddetinin etkisiyle beklenen bir durumdur. Travma şiddeti ile, ek yaralanmalar arttıkça yumuşak doku hasarı ve propriyoseptör kaybı artmakta, erken mobilizasyona başlayabilme süresi gecikmekte, hareket kısıtlılığı gelişmekte ve pik tork-repozisyon sonuçlar kötüleşmektedir. Sonuç olarak propriyosepsiyon ve fonksiyonel sonuçlar bozulmaktadır. Bu nedenle profesyonel düzey ihtiyaçları olan hasta grubunda propriyosepsiyonel kazanımın en fazla olabileceği cerrahi yöntemler kadar, erken mobilizasyona da izin veren cerrahi yöntemler ön planda düşünülmelidir.

Radial ön kol uzunluğunun azaldığı ve valgus açısının arttığı, eksizyon vakalarının ağırlıkta olduğu hafif grupta, pozitif yönde artış gösteren pronasyon genişliği, radius başı eksizyonu sonrasında uzun dönemde hiperpronasyon paterni ile sonuçlanmaktadır. Bu bulgu iyi analiz edilmemiş dirsek travmalı olgularda, atlanmış interosseoz, anuler ligaman hasarı ya



da radius başının eksize edilmesi sonucu uzun dönemde gelişen olan instabilite ve deformiteye bağlı olabilir. Bu durum düşük fonksiyonel ve propriyosepsiyonel sonuçları açıklamaktadır. Atlanmış interosseoz membran ya da MKL hasarı sonucu valgus açısı artışı ile radial ön kol uzunluğunun azalması, özellikle Jamar fleksör kavrama aktivitesi sırasında aktif kontraksiyonda meydana gelen proksimal radial migrasyon sonucu lateral(pronator)-medial(supinator) epikondil ve fleksör-ekstansör kas uzunluk-gerilim değişiklikleri nedeniyle hiperpronasyon paterni oluşmaktadır. Pronasyon kısıtlayıcı faktörlerden olan ön kol supinatörlerinin valgus artışı ve proksimal radial migrasyon etkisiyle rölatif olarak gevşek ve uzun kalması, radius başının yokluğu, interosseoz membranın intakt olmaması hiperpronasyon mekanizmasını açıklamaktadır. Ayrıca eksizyon ile radius başının eliminasyonu sonucu anuler ligamanın stabilizan etkisinin devre dışı kalması, valgus açısı artışı ile origo-insertio uzunluğu azalması ile pronator teres kasının gevşemesi, kronik aksiyel kontraksiyonların etkisiyle elonge olmuş ya da rüptüre olmuş interosseos ligamanın kısıtlayıcı etkisinin kaybolmasının da hiperpronasyon veya hipersupinasyon paternine katkıda bulunduğu düşünülmektedir. Bu bulgulara yönelik yeni çalışmalar yapılması ise daha ileri bir araştırma konusudur.

Kırık tipi ciddileştikçe, sağlam-kırık taraf arası propriyosepsiyonel ve fonksiyonel fark giderek açılmakta, kırık taraf jamar skorları düşmektedir. DASH ve Mayo gibi salt kas gücünün yanı sıra yoğun propriyoseptif geri bildirim ve motor kalibrasyon, stabilite ve ağrı parametrelerinin de incelendiği bu skorlamalarda kırık tipi ciddileştikçe sonuçların da kötüleşmekte, kırık tipi ile doğru orantılı olarak kötüleşmekte olduğu görülmektedir. Bu sonuç, radius başı kırıklarında propriyoseptif ve fonksiyonel sonuçlar açısından kırık tipi ve travma şiddetinin major belirleyici olduğunu göstermektedir. Ağır (Tip 2 ve 3) kırıklarda yapılan hiçbir cerrahi müdahalenin, düşük enerjili travma mekanizmasıyla oluşmuş Tip 2 grup fonksiyonel sonuçlarına erişememiştir. Cerrahi yöntem tipi ve kırık taraf-dominant taraf uyumunun ötesinde sonuçlar travma şiddeti ve kırık tipi tarafından şekillenmektedir. Cerrahi yöntem ve kırık taraf-dominant taraf uyumu ise kırık taraf fonksiyonlarını sağlam taraf düzeyine, Tip 3 ve 4 kırık sonuçlarını Tip 2 düzeyine çıkartmıştır.

Tip 4 grupta, ağırlıklı olarak radius başı artroplastisi ve MKL tamiri uygulanmış olan vakalarda, valgus açısı ve radial ön kol uzunluğu normal sınırlarda kalmıştır. Kas dinamikleri değişmemiş, Tip 4 kırıklarda el kavrama gücü ciddi oranda etkilenmemiştir. Tip 3 grupta ise, anatomik osteosentez rekonstruksiyonuna rağmen gelişen radius başı osteokondral yüzey kalitesinin bozulmuş olması, osteokondral ağrı gibi nedenler bu grubun Tip 4 gruba göre düşük kavrama gücü sergilemesine neden olmuştur.

Kırık tipi ciddileştikçe, ince propriyoseptif fonksiyonların bir parametresi olan pasif repozisyon hissi de kırık şiddeti ve ek yaralanmalar etkisiyle cerrahi yöntem ve taraf dominansından bağımsız olarak bozulmaktadır.

Tüm parametreler incelendiğinde anatomik kemik dokusunun ve konfigürasyonunun korunarak, açık redüksiyon ve internal fiksasyon uygulanabilmiş olan tip 3 grubun, tüm repozisyon testlerinde istikrarlı şekilde “0” düzeyine ( sağlam-kırık taraf arasında fark olmayan düzey) en yakın sonuçlar elde etmiştir. Kemik dokusunun korunamadığı eksizyon vakalarının ağırlıkta olduğu Tip 2 ve yine kemik dokusunun korunamayarak radius başının replase edildiği artroplasti vakalarının ağırlıkta olduğu Tip 4 gruplarından farklı olarak osteosentez grubunda propriyosepsiyonel sonuçlara dair sağlam-kırık taraf arası farklar, tüm repozisyon testlerinde Tip 3 grupta; en istikrarlı ve en düşük düzeylerde dir. Bu bulgu; radius başı kemik dokusunun stabilite ve vibrasyon gibi kemik aracılı mekanizmalarla propriyosepsiyonda rol oynamakta olduğunu düşündürmektedir. Bilindiği gibi radius başı dirsek valgus streslerine karşı sekonder stabilizördür. Radius başının korunamayarak replase edildiği artroplasti vakalarının ağırlıkta olduğu Tip 4 grupta, kemik aracılı direkt propriyoseptif geri bildirim korunamasa da, stabiliteyi korumak adına radius başının replase edilmesi indirekt propriyoseptif geri bildirim yolunu (Stabilite, Valgus Açısı, Radial Ön kol Uzunluğu, Dirsek ve Ön kol kas dinamikleri) açık tutmakta, instabilite kökenli vibrasyon gibi propriyoseptif parazitlenmeleri minimize etmektedir. Tip 4 grubun, tüm testlerde Tip 3 grup sonrasında ikinci, Tip 2 grubun ise üçüncü sırada en olumlu sonuçları sergilemekte olması bu düşüncemizi desteklemektedir.

Farklı kırık tipleri arasında en iyi fleksör pik tork sonuçları Tip 2, en kötü fleksör pik tork sonuçları ise Tip 4 kırıklarda Radius başı eklem yüzeyi kırığına Sekonder gelişen osteokondral ağrı, Tip 2 grupta en düşük, osteosentez uygulanmış Tip 4 grup üyelerinde ise en yüksek düzeydedir. En iyi ekstansör pik tork sonuçları Tip 2 kırıklarda, en kötü ekstansör pik tork sonuçları Tip 4 kırıklarda görülmektedir. Travmadan en düşük etkilenim ve erken mobilizasyona başlaması süresi en düşük olan grup tip 2 kırık grubudur.

Aktif ve pasif repozisyon sonuçlarında ters yönde bir ilişki oluşmaktadır. Literatürle paralel şekilde, pasif repozisyonunda duyusal propriyoseptif mekanizmalar devrededir. Aktif repozisyonunda ise duyusal propriyosepsiyon mekanizmalarının yanı sıra motor propriyosepsiyon mekanizmaları, beynin rekaliibrasyon yeteneği, agonist veya antagonist hareketlerle pozisyonu rekalibre edebilme avantajı ve beyinden gelen motor emirlerle başlayan fusimotor koaktivasyon devrededir. Bu nedenle kas içiği deşarj eşliğinin yeniden düzenlenebilmekte ve pozisyon daha keskin olarak algılanabilmekte, motor aktiviteler daha

keskin olarak başarılabilmektedir (418,22,41,141-148). Literatürden farklı olarak ise; istemli aktif kontraksiyonla gelen fusimotor koaktivasyon, optimal valgus açısı, optimal radial ön kol uzunluğu, stabilite, optimal kas uzunluk-gerilim dinamiği gibi propriyoseptif parametreler Radius başı kırıklarına spesifik olarak ilk kez incelenmiştir. Bu avantajları barındıran tip 3 ve tip 4 grup, osteosentez ve artroplasti grubu, tip 2 gruptan ve eksizyon grubundan daha düşük açısal sapmalar göstererek daha iyi sonuçlar sergilemiştir. Kırık tipi ciddileştikçe, ince propriyoseptif fonksiyonların bir parametresi olan pasif repozisyon hissi de kırık şiddeti ve yumuşak doku hasarı, ek yaralanmalar gibi propriyoseptör hasarlarının paralelinde cerrahi yöntem ve taraf dominansından bağımsız olarak bozulmakta ve en olumsuz repozisyonel sonuçlar Tip 4 kırıklarda görülmektedir.

En fazla fleksiyon defisiti Tip 2 grupta, en fazla ekstansiyon defisiti Tip 3 grupta, en fazla pronasyon defisiti tip 3 grupta, en fazla supinasyon defisiti ise Tip 3 grupta görülmektedir. Tip 2 grupta pronasyon genişliğinde pozitif yönde artış gelişerek hiperpronasyon paterninde patolojik hareket gelişmiştir. En iyi sonuçlar ise Fleksiyon genişliğinde Tip 3, Ekstansiyon genişliğinde Tip 2, Pronasyon genişliğinde Tip 4, Supinasyon genişliğinde ise Tip 4 kırıklarda elde edilmiştir. Eksizyon uygulanmış Tip 2 kırıklar içinde olan 7 numaralı hasta hipersupinasyon paterninde patolojik hareket sergilemiştir. Bu durum ulnohumeral, radiohumeral, proksimal radioulnar laksite olarak yorumlanmıştır. Ekstansiyon ise travma şiddetinin ve kırık ciddiyetinin arttığı tip 3 ve tip 4 gruplarda kırık tipiyle paralel olarak daha büyük oranlarda etkilenmektedir. Eksizyon vakalarının ağırlıkta olduğu, sekonder stabilizan radius başının olmadığı ve mevcut yumuşak doku hasarlarının etkisiyle instabilite ve valgus açısı artmış olan tip 2 grupta pronasyon genişliğinde hiperpronasyon paterni görülmektedir.

Tip 3 kırıklarda ise pronasyonda en ciddi kısıtlanma oluşmaktadır. Radius başı plak ve vida implantlarının proksimal radioulnar ekleme göre radius başı açısal kadranı üzerinde hassas olarak yerleştirilmesi gerekmektedir.

Tip 4 grupta en ciddi kısıtlanma pronasyon genişliğinde oluşmaktadır. Morrey ve ark. çalışmalarına göre, pronasyon sırasında radius, proksimale migre olmakta ve kapitelluma en yüksek basıncı uygulamaktadır. Aşırı uzun radius başı implantı tercihleri, pronasyon sırasında kapitelluma normalden daha erken bir pronasyon açısında temas ederek, pronasyonu kısıtlıyor olabilir. Bu açıdan radius başı implant uzunluğunun, perioperatif evrede hassas bir şekilde ayarlanması gerekmekte ve bu yönde ileri çalışmalar yapılması gerekmektedir.

Kırık tipi ciddileştikçe, travmanın etkisi ve uygulanan farklı cerrahi yöntemlerin etkisinde supinasyon defisiti progresif olarak artmaktadır. Radius başı eksizyonunun ağırlıkta

olduğu tip 2 grupta diğer gruplara göre erken mobilizasyona başlanılabilmesine rağmen, radius başının olmaması nedeniyle uzun dönemde gelişen koronal plandaki laksitenin etkisi, kırık kadranı ile uyumlu şekilde ağırlıklı olarak plak ve vida uygulanan tip 3 grupta supinasyon sırasında mekanik sıkışma gelişmesi ve erken mobilizasyona başlamakta gecikme, artroplastinin ağırlıkta olduğu Tip 4 grupta ise yüksek enerjili travmanın kemik ve yumuşak dokulardaki etkisi, iyileşme sürecinde yumuşak dokularda gelişen fibrozis ve sineşiler, cerrahi rekonstrüksiyon sonrası travma şiddeti nedeniyle postoperatif erken mobilizasyonun uzamış olarak başlamış olması progresif olarak artan supinasyon defisitini açıklamaktadır. Travma şiddeti ile paralel olarak en yüksek supinasyon kısıtlılığı Tip 4 grupta elde edilmiştir.

Osteosentez ve Artroplasti yöntemleri, radial ön kol uzunluğunu, stabiliteyi ve anatomik valgus açısını koruyarak dirsek çevresi ve ön kol kas dinamiğini korumakta en etkin yöntemlerdir. Osteosentez grubunda eklem yapısının bozulmuş olmasına bağlı olarak osteokondral kökenli ağrı ve kırık fiksasyonu sonrası gelişen muhtemel kemik impaksiyonu ile kısaldığı vakalarda artroplastinin ön plana çıkmakta, osteosentez grubunda radial uzunluk dezavantajları nedeniyle el kavrama gücünde düşük sonuçlar elde edilmektedir. Ağrı ve kemik impaksiyonun gelişmediği, radius uzunluğunun korunabildiği osteosentez vakalarında artroplastiden daha yüksek sonuçlar elde edilmiştir. Travma ve yaralanma şiddeti ile paralel olarak orjinal radius başının korunabildiği osteosentez yöntemlerinde kemik dokunun stabilite ve propriosepsiyona katkısının da korunabilmesi nedeniyle günlük yaşam aktiviteleri daha olumlu düzeylerde. Bu bilgiler DASH skorlarla birlikte değerlendirildiğinde, artroplasti vakalarında; osteosentez ile hem kemik dokunun (vibrasyon, sürtünme, basınç hissi) hem de radius başı mekanik destek etkisinin (valgus açısı, radial ön kol uzunluğu, sekonder stabilite) korunabildiği vakalara göre, replase edilen radius başı aracılığıyla sadece sekonder mekanik stabilizasyon etkisinin korunabildiği ve bu nedenle ikinci sırada olumlu sonuçlar elde edildiği görülmektedir. Salt motor fonksiyonun aksine propriyoseptif geri bildirim gerektiren günlük aktivitelerde, protez vakalarında osteosentez kadar yüksek propriyoseptif geri bildirimin sağlanamadığı, buna bağlı olarak osteosentez kadar yüksek motor fonksiyon ve hareket genişliği elde edilemediği görülmektedir. Bu bulgu, dirsek fonksiyonları ve propriyosepsiyonu üzerinde radius başı kemik dokusunun direkt ve indirekt etkisi olduğu düşüncemizi desteklemektedir.

Cerrahi yöntemin etkisi, şiddetli travma ve kompleks kırık sonucu uygulanan protez ve vidalı sutürlerle (Anchor) yapılan lateral ve medial kollateral ligaman tamirleri iki grup arasında önemli bir major belirleyici olan travma şiddetinin etkisini ortadan kaldırabilecek kadar etkin rol oynamaktadır. Bu nedenle, Protez ve AR + İF grupları arasında istatistiksel

olarak anlamlı bir fark oluşmamış olması, artroplasti ve rehabilitasyon yöntemlerinin kırık sonrası dirsek fonksiyonlarını ne düzeylere çıkardığını ve orijinal radius başının fonksiyonlarını yerine getirmekte ne kadar başarılı olduğunu göstermektedir.

Osteosentez ve artroplasti arasında özellikle ekstansör pik tork değerlerinde, travma şiddeti ve kırık tipi ile paralel olarak disfonksiyonun arttığı, artroplasti uygulanan Tip 4 vakalarda daha düşük pik tork sonuçları elde edilmiştir. Repozisyon sonuçları açısından farklı cerrahi iki yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. Pasif repozisyon testlerinde en iyi sonuçlar Osteosentez, en kötü sonuçlar Protez grubunda görülmekte iken, Aktif repozisyon testlerinde en iyi sonuçlar Protez, en kötü sonuçlar Osteosentez grubunda görülmektedir. En iyi fleksör pik tork sonuçları Osteosentez ve Protez gruplarında eşdeğer düzeyde, en iyi ekstansör pik tork sonuçları ise Osteosentez grubunda görülmektedir. Farklı cerrahi yöntemlerin etkisini daha net olarak anlamak adına daha geniş ve homojen hasta popülasyonu ile yapılan çalışmalara ihtiyaç vardır

Eksizyon ile diğer iki yöntem arasında Jamar El Kavrama Gücü, DASH, Mayo skorları, Pik Tork, Repozisyon, Valgus açısı, Hareket genişlikleri arasında median, ortalama, maksimum ve minimum değerler incelenmiştir. Jamar El kavrama Gücü Skorları açısından sonuçlar en yüksekten düşüğe sırasıyla Protez, AR+İF ve Eksizyon vakalarında, DASH Skorları açısından sonuçlar en iyiden kötüye AR+ İF, Protez ve Eksizyon vakalarında, Mayo skorları açısından sonuçlar en iyiden kötüye AR + İF, Protez ve Eksizyon vakalarında, Repozisyon testleri açısından sonuçlar en iyiden kötüye pasif repozisyonda Eksizyon, AR+İF, Protez, aktif repozisyonda Eksizyon  $\approx$  Protez, AR+İF, Pik tork testleri açısından sonuçlar Fleksör pik tork testlerinde en yüksekten düşüğe AR + İF, Protez, Eksizyon, Ekstansör pik tork testlerinde en yüksekten düşüğe AR+İF, Protez, Eksizyon, Hareket genişlikleri açısından sonuçlar Fleksiyon genişliğinde Protez, AR + İF, Eksizyon vakalarında, Ekstansiyon genişliğinde Eksizyon, AR+İF, Protez vakalarında, Pronasyon genişliğinde AR+İF, Protez, Eksizyon vakalarında, Supinasyon genişliğinde Protez, AR+İF, Eksizyon vakalarında kaydedilmiştir. Valgus açısı artışı açısından ise sonuçlar en düşükten yükseğe AR+İF  $\approx$  Protez, Eksizyon vakalarında izlenmektedir. Bu açıdan bakıldığında, radius başı kırığı sonrası Protez ve AR + İF vakalarında el kavrama kuvvetinin yüksek çıkması, radial ön kol uzunluğu ve valgus açısının korunmasının önemini göstermektedir.

Radial ön kol uzunluğu ve valgus açısının korunamayıp fleksör-ekstansör kas dinamiklerinin değiştiği, eksizyon vakalarında en düşük pik tork sonuçları elde edilmiştir.

Pronasyon-Supinasyon hareketlerinde eksizyon vakalarının en geniş hareket aralığını elde etmesi olumlu bir bulgu olarak görünmesine rağmen, pronasyon ve supinasyon sırasında

5 vakanın 4'ünde hiperpronasyon ve hipersupinasyon elde edilmiş olması açısından olumsuz olarak nitelendirilmiş, instabilite olarak anlandırılmıştır. Bu açıdan bakıldığında hareket genişliği açısından kabul edilebilir sınırlar içerisinde en olumlu sonuç protez vakalarında görülmektedir.

Protez vakalarında en fazla defisit pronasyon ve ekstansiyonda, osteosentez vakalarında ise supinasyon ve fleksiyonda oluşmakta olduğu görülmektedir.

Protez cerrahisi sırasında radius başı implant uzunluğunun ve osteosentez cerrahisi sırasında implantın radius başı kadranında açısal lokalizasyonunun hassas olarak ayarlanması gerekmektedir.

Valgus stresine karşı radius başı rekonstrüksiyonu ve replasmanı MKL ile ortak olarak çalışarak MKL üzerinde stres paylaşımı yoluyla uzun dönemde valgus açısının optimal sınırlarda korunabilmesine katkıda bulunmaktadır. MKL üzerindeki kronik ve karşılanmamış yüksek stresler eksizyon vakalarında uzun dönem valgus açısı sonuçları üzerine olumsuz etkide bulunmaktadır. Eksizyon uygulanmış olan vakaların Hafif grup içinde olması nedeniyle, hafif grupta uzun dönemde valgus açıları daha geniş ve ileri derecelere çıkarak ağır grup düzeyine erişmiştir.

Atlanmış MKL, interosseöz membran rüptürü veya hasarında, eksizyon hatta osteosentez ve artroplasti yöntemleri bile primer valgus stabilizör etkide bulunamamaktadır. Bu açıdan profesyonel düzeyde olumlu fonksiyonel ve propriyoseptif sonuçlar için ayrıntılı preoperatif değerlendirme önemlidir. MKL intakt bile olsa ya da atlanmış MKL, interosseöz membran rüptürü vakalarında eksizyon uygulanması, uzun dönem valgus açılarını ve dolayısıyla fonksiyonel ve propriyoseptif sonuçları olumsuz etkilemektedir. Bu nedenle şüpheli MKL ve interosseöz membran hasarı vakalarında radius başı koruyucu cerrahiler önem arz etmektedir.

Radius başı kırıkları üzerinde Osteosentez-Artroplasti ve Eksizyon yöntemlerinin etkileri, azalmış radial ön kol uzunluğu, artmış valgus açısı, kontraksiyon sırasında proksimal radial migrasyon sonucu el kavrama gücü değişiklikleri, valgus açısı değişikliklerine bağlı ön kol pronator-supinator, dirsek fleksör-ekstansör kas dinamikleri, pik tork ve repozisyon sonuçlarıyla birlikte yorumlandığında, radius başı kırıklarına sekonder gelişen deformite ve instabilite sonucu propriyoseptif fonksiyonların nasıl etkilendiğine ve bu değişimlerin santral sinir sistemi düzeyinde nasıl yorumlandığına dair travmatoloji perspektifinde nörofizyolojik etkileri görülmektedir.

AR + İF ve Artroplasti ağırlıklı tedavi yöntemlerinden oluşan Ağır hasta grubu valgus açıları, düşük değerlerde dar bir dağılım göstermektedir. Bu bulgu, radius başının tamir ya da

replase edilmesinin valgus açısı üzerinde uzun dönem olumlu sekonder etkilerini göstermekte ve Morrey'in radius başının valgus stresine karşı sekonder stabilizör olduğuna dair bulgularıyla örtüşmektedir.

Literatürden farklı olarak ise; sekonder stabilizasyonun da korunmasının profesyonel düzey propriyoseptif ve fonksiyonel ihtiyaçları olan hasta gruplarında propriyoseptif sonuçları üst düzeylere çıkartmakta uzun dönemde dahi etkin olduğunu ortaya koymaktadır.

Üç farklı cerrahi yöntem arası uzun dönem valgus açı sonuçları  $AR+İF \approx$  Protez, Eksizyon şeklindedir.

Radius başı kırığı sonrası dirseğin MKL rüptürü ya da hasarı yönünden dirseğin ayrıntılı incelenmesi gerekliliğini, doğru incelenmiş ve MKL hasarı olmadığından emin olunarak yapılmış eksizyonların uzun dönemde bile valgus açısında normal sınırlar içinde kalabileceğini, MKL rüptürü varlığında uygulanmış olan Protez,  $AR+İF$  ya da Eksizyon'un valgus stabilizasyonunda sekonder planda kalmaktadır.

$AR + İF$  ve Artroplasti ağırlıklı tedavi yöntemlerinden oluşan ağır hasta grubu valgus açıları, düşük değerlerde dar bir dağılım göstermektedir. Radius başının rekonstrükte ya da replase edilmesinin valgus açısı üzerine uzun dönemde olumlu sekonder etkilerini ortaya koymaktadır. Bu açıdan valgus açısının korunması, MKL hasarının tanınması ve tamir edilmesi, dirsek fonksiyonlarına ve propriyosepsiyonuna, stabiliteyi korumak yoluyla olumlu etkide bulunmaktadır.

Sonuç olarak; Propriyosepsiyon, profesyonellik gerektiren aktivitelere dair cerrahi ve rehabilitasyonel yaklaşım açısından hassas bir belirleyici parametredir. Radius kemiği, dirsek propriyosepsiyonunda anatomik ve fonksiyonel olarak rol alan önemli bir kemiktir. Radius başı kırıkları sonrasında dirsek propriyosepsiyon hissi etkilenmektedir. Dirsek travmaları ve radius başı kırığı ile kalıcı olarak etkilenen propriyosepsiyon hissi, motor fonksiyonların da gelişim potansiyelini düşürmektedir. Mevcut cerrahi yöntem ve rehabilitasyonlar, optimal günlük aktivite ve motor fonksiyon düzeyini yakalayarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde tutabilmektedir, ancak sanat ve spor gibi profesyonel düzey ihtiyaçların ön planda olduğu durumlarda mevcut preoperatif yaklaşım, cerrahi yöntem ve rehabilitasyon protokollerinin propriyosepsiyon açısından %100 etkinliği tartışmalıdır. Farklı cerrahi yöntemler içinde propriyosepsiyon sonuçları açısından en iyi sonuçların osteosentez grubunda elde edildiği, sırasıyla artroplasti ve eksizyon şeklinde sıralandığı gözlemlenmiştir. Pasif repozisyon testlerinde en iyi sonuçlar Osteosentez, en kötü sonuçlar Protez grubunda görülmekte iken, Aktif repozisyon testlerinde en iyi sonuçlar Protez, en kötü sonuçlar Osteosentez grubunda görülmektedir. En iyi fleksör pik tork sonuçları Osteosentez ve Protez gruplarında eşdeğer

düzeyde, en iyi ekstansör pik tork sonuçları ise Osteosentez grubunda görülmektedir. Travma enerjisinin en düşük ve proprioseptör kaybının en düşük olduğu Mason tip 2, Hafif (Tip 2) ve eksizyonun ağırlıkla uygulanmış grupların hiçbir propriyoseptif sonuçta en kötü sonucu sergilemediği, travma enerjisi ve propriyoseptör kaybının daha yüksek olduğu osteosentez ve protez gruplarının ise sergilemekte olduğu dikkati çekmektedir. Bu propriyosepsiyon kaybını etkileyen primer faktörlerin, travma enerjisi, kırık şiddeti ve propriyoseptör kaybı olduğunu, sekonder faktörlerin ise sekonder stabilizörleri (Radius başı) ve sekonder propriyosepsiyonel parametreleri ( kas uzunluk-gerilim ilişkisi, valgus açısı, radial önkol uzunluğu, stabilizasyon) korumak olduğunu yansıtmaktadır.

Bulgular, valgus açısı sonuçları ve dirsek kas dinamikleri üzerine pik tork ve repozisyon sonuçlarıyla birlikte yorumlandığında, radius başı kırıklarına sekonder gelişen deformite ve instabilite sonucu pronasyon-supinasyon, fleksiyon-ekstansiyon ve propriyoseptif fonksiyonların nasıl etkilendiğine ve bu değişimlerin santral sinir sistemi düzeyinde nasıl işlemlendirilmekte olduğuna dair travmatoloji perspektifinde nörofizyolojik süreçler ortaya konmaktadır. Kas kuvveti, repozisyon hissi ve pik tork gibi fonksiyonel parametreler aracılığıyla deformite sonucu optimal uzunluk gerilim ilişkisinin nasıl bozulduğunu, instabilite etkisiyle hareket sırasında oluşan patolojik vibrasyonların propriyosepsiyon hissini nasıl olumsuz etkilediğini ve sonuç olarak kas ve propriyosepsiyon dinamiklerinin nasıl değişmekte olduğu açıklanmaktadır. Bu şekilde radius başı kırıkları sonrası dirsek propriyosepsiyonunun santral sinir sistemi ve nörofizyolojik süreçlerine dair mevcut literatüre ek yeni bir alternatif sunulurken, dirsek travmaları sonrası fonksiyonel ve propriyoseptif sonuçların daha profesyonel düzeylere çıkarılabilmesi mümkün olabilecektir. Ayrıca travma ile başlayan ve cerrahi tedavi ile devam eden fonksiyonel ve anatomik değişimlerin etkisinde propriyosepsiyon dinamiklerinin patolojik olarak nasıl değişmekte olduğu daha iyi anlaşılabilirken propriyoseptif defisitli, plejik, palsili ya da ampute hasta popülasyonlarına yönelik daha etkin cerrahi rehabilitasyonel yaklaşımlar, myoelektrik ve sinirsel protez sistemleri, robotik rehabilitasyon teknolojilerindeki yenilikler paralelinde, geliştirilebilecektir. (124-126,200-208).



## **11.REFERANSLAR:**

1. O'Driscoll SW, Jupiter JB, Cohen MS, Ring D, McKee MD. Difficult elbow fractures: Pearls and pitfalls, *Instr Course Lect* 2003; 52: 113-134.
2. Lindham S. Hugosson C. The significance of associated lesions including dislocation in fractures of the neck of the radius in children. *Acta Orthop Scan* 1979;50: 79-83.
3. Ward WG, Nunley JA. Concomitant fractures of the capitellum and radial head. *J Orthop Trauma* 1988;2: 110-116
4. Furry KL, Clinkscales CM. Comminuted Fractures of the Radial Head. Arthroplasty versus Internal fixation. *Clin Orthop* 1998;353:40-52
5. Funk DA, Wood MB. Concurrent fractures of the ipsilateral scaphoid and radial head. Report of Four Cases. *J Bone Joint Surg Am* 1988;70:134-136.
6. Azar FM, Wright PE II, Canale ST : Arthroplasty of the Shoulder and Elbow, *Campbell Operative Orthopaedics* 2003;8:510.
7. Çimen A. *Anatomi*, 4. Baskı Uludağ Üniversitesi Basımevi 1994.
8. Staubesand J. Sobotta *İnsan Anatomisi Atlası*. 1. Cilt Türkçe baskı Urban & Schwarzenberg Münih-Viyana-Baltimore 1990.
9. Abrahams PH. Mc Minn'in Renkli Anatomi Atlası 4. Baskının Türkçe Çevirisi, Güneş Yayınevi Ankara 1998.
10. Amis AA, Dowson D, Unsworth A, Miller JH, Wright V. An examination of the elbow articulation with particular reference to variation of the carrying angle. *Eng Med* 1977;76.
11. Beals RK . The normal carrying angle of elbow. *Clin Orthop* 119:194, 1976.
12. Amis AA, Dowson D, Wright V. Elbow joint force predictions for some strenuous isometric actions. *J Biomech* 1980; 13: 765.
13. An KN, Morrey BF, Chao EYS. Carrying angle of human elbow joint. *J Orthop Res* 1984; 1: 369.
14. Ring D. Fractures and Dislocations of the Elbow. In: Bucholz R(ed.), Heckman JD(ed.), Brown CC(ed.). *Rockwood and Green's Fractures in Adults*. 6th ed. Lippincott Williams & Wilkins 2006; 1(28): 989-1047
15. Cox DT, Sonin A. Elbow and Forearm Injuries in Children. In: Rogers LF, ed. *Radiology of Skeletal Trauma* 3rd ed. Churchill Livingstone. 1992. xx-xxx
16. Ege R. *Ortopedi ve Travmatoloji*, Cilt 2, 5. baskı, Ankara 2002; 2160-2169.

17. Steinberg BD, Plancher KD: Clinical anatomy of the wrist and elbow. In: The athletic elbow and wrist: Diagnosis and Conservative Treatment. *Clinics in Sports Medicine*. 1995; 14(2): 299-313
18. Morrey BF. Anatomy of the Elbow Joint. In: Morrey BF, ed. *The Elbow and Its Disorders* 3rd ed. Philadelphia: WB Saunders, 2000;1(2): 13-42.
19. Thompson JC. Anatomy of the Arm and Elbow. In: *Netter's Concise Atlas of Orthopaedic Anatomy*. Icon Learning Systems, 2002; 3(4): 65-86.
20. Callaway GH, Field LD, Deng XH, Torzilli PA, O'Brien SJ, Altchek DW, Warren RF. Biomechanical evaluation of the medial collateral ligament of the elbow. *J Bone Joint Surg Am*. 1997 Aug; 79(8): 1223-31.
21. Jobe WF, Elattrache NS. Diagnosis and Treatment of Ulnar Collateral Ligament Injuries in Athletes. In: Morrey BF, ed. *The Elbow and Its Disorders* 3rd ed. Philadelphia: WB Saunders, 2000; 6(43): 549-555.
22. Morrey BF, An KN. Functional Anatomy of the Elbow Ligaments. *Clin Orthop* 1985; 201: 84-90.
23. Pauwels F. Biomechanics of Locomotor Apparatus. Translated by P. Maquet and R. Furlong. Berlin, Springer-Verlag, 1980.
24. O'Driscoll SW, Bell DF, Morrey BF. Posterolateral rotatory instability of the elbow. *J Bone Joint Surg*. 1991; 73A(3): 440.
25. Steinberg BD, Plancher KD: Clinical anatomy of the wrist and elbow, *Clinics in Sports Medicine, The athletic elbow and wrist: Diagnosis and Conservative Treatment*, 1995: 308-312,
26. Bennett JB, Woods GW, Tullos HS. Biomechanics of elbow instability: the role of the medial collateral ligament. *Clin Orthop Relat Res*. 1980 Jan-Feb; (146): 42-52.
27. Morrey BF, Tanaka S, An KN: Valgus stability of the elbow. *Clin Orthop Rel Res* 1991; 265: 187.
28. Gray, Henry. *Anatomy of the Human Body*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1918; Bartleby.com, 2000. [www.bartleby.com/107/](http://www.bartleby.com/107/). [Date of Printout].
29. Lockard M. Clinical Biomechanics of the elbow. *J Hand Ther* 2006; 19(2): 72-80.
30. Hollister AM, Gellman H, Waters R: The relationship of the interosseous membrane to the axis of rotation of the forearm. *Clin Orthop* 1994; 298: 272.
31. Hotchkiss RN, An KN, Sowa DT, Basta S, Weiland AJ: An anatomic and mechanical study of the interosseous membrane of the forearm: Pathomechanics of the proximal migration of the Radius. *J Hand Surg* 1989; 14: 256.

32. Morrey BF, Chao EY. Passive motion of the elbow joint. *J Bone Joint Surg* 1976; 58A:501.
33. Kapandji IA : *The Physiology of the Joint: The Elbow: Flexion and Extension*, 2nd ed. Vol 1. London Livingstone, 1970.
34. Tanaka S, An KN, Morrey BF : Kinematics and Laxity of Ulnohumeral joint under valgus-varus stress. *J Musculoskel Res* 1998;2:45.
35. O'Driscoll SW, Tanaka S, An KN, Morrey BF : The kinematics of the semiconstrained total elbow prosthesis. *J Bone Joint Surg* 1992; 74B: 297.
36. London JT. Kinematics of the elbow. *J Bone Joint Surg* 1981; 63A: 529.
37. Morrey BF, An KN, Stromont TJ. Force transmission through the radial head. *J Bone Joint Surg* 1988; 70A: 250.
38. Arıncı K: *Hareket Sistemi* . Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara 1993:124-133.
39. Regan WD, Morrey BF. Physical Examination of the elbow. *The Elbow and Its Disorders* 3rd ed. Philadelphia WB Saunders 2000; 2(4): 61-73.
40. Morrey BF, Askew LJ, Chao EYS. A biomechanical study of normal functional elbow motion. *J Bone Joint Surg* 1981; 63-A: 872-877.)
41. Morrey BF. Biomechanics of the Elbow. *The Elbow and Its Disorders* 3rd ed. Philadelphia WB.Saunders2000; 1(3): 44-60.
42. O'Driscoll SW, Morrey BF, An KN. Intra-articular pressuring capacity of the elbow. *Arthroscopy* 1990; 6:100.
43. Nobuta S. Pressure distribution on the elbow joint and its change according to positions. *J Jpn Soc Clin Biomech Res* 1991;13:17.
44. Eckstein F, Löhe F, Müller-Gerbl M, Steinlechner M, Putz R. Stres distribution in the trochlear notch. A model of bicentric load transmission through joints. *J Bone Joint Surg* 1994; 76B: 647.
45. An KN, Himeno S, Tsumura T, Kawai T, Chao EY. Pressure distribution on articular surfaces: Application to joint stability evaluation. *J Biomech* 1990; 23: 1013.
46. Morrey BF. Anatomy and kinematics of the elbow. *Instr Course Lect* Vol.XI, 1991: 11-16.
47. Paraskevas G, Papadopoulos A, Papazingas B, Spanidou A, Argirindou H, Gigis J. Study of the carrying angle of the human elbow joint in full extension: a morphometric analysis. *Surg Radiol Anal* 2004; 26C:19-23.
48. Markolf KL, Lamey D, Yang S, Meals R and Hotchkiss R. Radioulnar load sharing in the forearm. A study in cadavera. *J Bone Joint Surg*. 1998; 80A: 879.

49. Olsen BS, Søjbjerg JO, Dalstra M, Sneppen O. Kinematics of the Lateral ligamentous constraints of the elbow joint. *J Shoulder Elbow Surg* 1996; 5: 333.
50. Søjbjerg JO, Ovesen J, Gundorf CE. The stability of the elbow following excision of the radial head and transection of the annular ligament. *Arch Orthop Trauma Surg* 1987; 106: 248.
51. An KN, Morrey BF, Chao EY. The effect of partial removal of proximal ulna on elbow constraint. *J Orthop Res* 1986; 209: 270.
52. Morrey BF. Complex Instability of the elbow. *J Bone Joint Surg* 1997;79A: 601.
53. An KN, Kaufman KR, Chao EY. Physiological considerations of muscle force through the elbow joint. *J Biomech* 1989; 22(11-12): 1249-1256
54. Raikova R. A model of the flexion-extension motion in the elbow joint some problems concerning muscle forces modelling and computation. *J Biomech* 1996 Jun: 29(6): 763-772.
55. Funk DA, An KN, Morrey BF, Daube JR. Electromyographic analysis of muscles across the elbow. *J Orthop Res* 1987;5(4):529-538.Epub online18Feb 2005.
56. Morrey BF, O'Driscoll SW. Complex instability of the elbow. *The Elbow and Its Disorders* 3rd ed. Philadelphia WBSaunders 2000; 5(30):421-430.
57. Nemoto K, Itoh Y, Horiuchi Y, Sasaki T. Advancement of the insertion of the biceps brachii muscle. A technique for increasing elbow flexion force. *J Shoulder Elbow Surg* 1996; 5: 443.
58. McGarvey SR, Morrey BF, Askew LJ, An KN. Reliability of isometric strength testing-temporal factors and strength variation. *Clin Orthop* 1984; 185: 301
59. Motzkin NE, Cahalan TD, Morrey BF, An KN, Chao EY. Isometric and isokinetic endurance testing of the forearm complex. *Am J Sports Med* 1991; 19: 107.
60. An KN, Hui FC, Morrey BF, Linscheid RL, Chao EY. Muscles across the elbow joint: A biomechanical analysis. *J Biomech* 1981; 14: 659.
61. Gonzalez RV, Hutchins EL, Barr RE, Abraham LD. Development and evaluation of a musculoskeletal model of the elbow joint complex. *J Biomechan Eng* 1996; 118: 32.
62. Morrey BF, An KN. Articular and ligamentous contributions to the stability of the elbow joint. *Am J Sports Med* 1983; 11: 315.
63. O'Driscoll SW, Morrey BF, Korinek S, An KN. Elbow subluxation and dislocation. *Clin Orthop* 1992; 280: 186.

64. O'Driscoll . Technique for unstable olecranon fracture-subluxations. *Op Techniques Orthop* 1994; 4: 49.
65. Pichora JE, Fraser GS, Ferreira LF, et al. The effect of medial collateral ligament repair tension on elbow joint kinematics and stability. *J Hand Surg Am* 2007;32:1210–7
66. Nestor BJ, O'Driscoll SW, Morrey BF. Ligamentous reconstruction for posterolateral rotatory instability of the elbow. *J Bone Joint Surg.* 1992; 74A:8: 1235.
67. Amis AA, Miller JH. The mechanisms of elbow fractures. An investigation using impact tests in vitro. *Injury* 1995; 26: 163.
68. Morrey BF. Current concepts in the treatment of fractures of the radial head, olecranon and the coronoid. *Instr Course Lect. J Bone Joint Surg* 1995; 77A; 316.
69. Regan W, Morrey BF. Fracture of the Coronoid process of the ulna. *J Bone Joint Surg* 1989; 71A:1348.
70. Szabo RM, Hotchkiss RN, Slater RR Jr. The use of frozen-allograft radial head replacement for treatment of established symptomatic proximal radial translation of the Radius. Preliminary experience in five cases. *J Hand Surg* 1997; 22: 269.
71. Ward WG, Nunley JA. Concomittant fractures of the capitellum and the radial head. *J Orthop Trauma* 1988; 2; 110-116.
72. Campbell WC. Campbell's operative orthopaedics. 10th edition ed. S.T. Canale Vol. 3. Mosby 2003: 3035.
73. Morrey BF. Radial Head Fracture. *The Elbow and Its Disorders* 3rd ed. Philadelphia WB.Saunders 2000; 5(25): 341-364.
74. O'Brien. Injuries involving the proximal radial epiphysis. *Clin Orthop Relat Res.* 1965; 41: 51-58.
75. Davidson PA, Moseley JB Jr, Tullos HS. Radial head fractures. A potentially complex injury. *Clin Orthop Relat Res* 1993; 297: 224–30.
76. Ring D, Jupiter JB, Zilberfarb J. Posterior dislocation of the elbow with fractures of the radial head and coronoid. *J Bone Joint Surg Am* 2002;84(4):547–51.
77. Dubberley JH, Faber KJ, MacDermid JC, et al. Outcome after open reduction and internal fixation of capitellar and trochlear fractures. *J Bone Joint Surg Am* 2006; 88(1): 46–54.
78. Kaas L, Van Riet RP, Vroemen J P.A.M, Eygendaal Denise. The epidemiology of radial head fractures: *J Shoulder Elbow Surg* 2010; 19: 520-523.

79. Cobb TK, Beckenbaugh RD . Nonunion of the radial neck following fracture of the radial head and neck. Case reports and a review of the literature. *Orthop* 1998; 21: 364.
80. Rosenblatt Y, Athwal GS, Faber KJ . Current recommendations for the treatment of radial head fractures. *Orthop Clin N Am* 2008; 39: 173–185.
81. Nalbantoğlu U, Seyhan M, Canpolat A, Abbasoğlu A. Radius başı deplase kırıklarında eklem koruyucu tedavi (Açık Redüksiyon ve İnternal Fiksasyon). Ege R, editör. 8. Türk El ve Üst Ekstremité Cerrahi Kongresi; 20–23 Nisan, Adana 2002; 103– 105.
82. Stephen IBM. Excision of the radial head for closed fracture. *Acta Orthop Scan* 1981; 52: 409.
83. Wexner SD, Goodwin C, Parkes JC II, Webber BR, Patterson AH. Treatment of fractures of the radial head by partial excision. *Orthop Rev* 1985; 14: 83.
84. Rochwerger A. Bataille JF, Kelberine F, Curvale G, Graoulier P. Retrospective analysis of 78 surgically repaired fractures of the radial head. *Acta Orthop Belg.* 1996; 62(suppl 1): 87.
85. Khalfayan EE, Culp RW, Alexander AH. Mason type II radial head fractures: operative versus nonoperative treatment. *J Orthop Trauma* 1992; 6(3):283–9.
86. Pearce MS, Gallannaugh SC. Mason type II radial head fractures fixed with Herbert Bone screws. *J R Soc Med* 1996; 89:340.
87. Morrey BF, Chao EY, Hui FC. Biomechanical study of the elbow following excision of the radial head. *J Bone Joint Surg* 1979; 61A: 63.
88. Frank J, Howorka A, Marzi I. Treatment of complex elbow injuries with the hinged fixation device DJD II: Technique and results. *Orthopade.* 2011 Feb 26
89. Vichard PH, Tropet Y, Dreyfuschmidt G, Besancenot J, Menez D, Pem R. Fractures of the proximal end of the radius associated with other traumatic lesions of the upper limb. A report of seventy-three cases. *Ann Chir Main* 1988; 7: 45.
90. Ikeda M, Oka Y. Function after early radial head resection for fracture: a retrospective evaluation of 15 patients followed for 3–18 years. *Acta Orthop Scand* 2000;71(2):191–4.
91. Janssen RP, Vegter J. Resection of the radial head after Mason type-III fractures of the elbow: follow up at 16 to 30 years. *J Bone Joint Surg Br* 1998;80(2):231–3.
92. Goldberg I, Peylan J, Yosipovitch Z. Late results of excision of the radial head for an isolated closed fracture. *J Bone Joint Surg Am* 1986;68(5):675–9.

93. Boulas HJ, Morrey BF. Biomechanical evaluation of the elbow following radial head fracture. Comparison of open reduction and internal fixation vs. excision, Silastic replacement, and non-operative management. *Chir Main* 1998;17(4):314–20.
94. Esser RD, Davis S, Taavao T. Fractures of the radial head treated by internal fixation: late results in 26 cases. *J Orthop Trauma* 1995;9(4):318–23.
95. King GJ, Evans DC, Kellam JF. Open reduction and internal fixation of radial head fractures. *J Orthop Trauma* 1991;5(1):21–8.
96. Harrington IJ, Tountas AA. Replacement of the radial head in the treatment of unstable elbow fractures. *Injury* 1981;12(5):405–12.
97. Harrington IJ, Sekyi-Otu A, Barrington TW, et al. The functional outcome with metallic radial head implants in the treatment of unstable elbow fractures: a long-term review. *J Trauma* 2001;50(1):46–52.
98. Grewal R, MacDermid JC, Faber KJ, et al. Comminuted radial head fractures treated with a modular metallic radial head arthroplasty. Study of outcomes. *J Bone Joint Surg Am* 2006;88(10):2192–200.
99. Dotzis A, Cochu G, Mabit C, et al. Comminuted fractures of the radial head treated by the Judet floating radial head prosthesis. *J Bone Joint Surg Br* 2006;88(6):760–4.
100. Chapman CB, Su BW, Sinicropi SM, et al. Vitallium radial head prosthesis for acute and chronic elbow fractures and fracture-dislocations involving the radial head. *J Shoulder Elbow Surg* 2006;15(4):463–73.
101. Businger A, Ruedi TP, Sommer C (2010). On-table reconstruction of comminuted fractures of the radial head: *Injury, Int. J. Care Injured* 2010;41:583–588
102. Geel CW, Palmer AK, Ruedi TH, Leutengger AF. Internal fixation of proximal radial head fractures. *J Orthop Trauma* 1990; 4: 270.
103. Sanders RA, French HG. Open Reduction and internal fixation of comminuted radial head fractures. *Am J Sport Med* 1986; 14: 130.
104. Burkhart KJ, Nowak TE, Appelman P, Sternstein W, Rommens PM, Mueller LP (2010). Screw fixation of radial head fractures: Compression screw versus lag screw—A biomechanical comparison: *Injury, Int. J. Care Injured* xxx (2010) xxx–xxx.
105. Ikeda M, Sugiyama K, Kang C, et al. Comminuted fractures of the radial head: Comparison of resection and internal fixation. *J Bone Joint Surg Am* 2005;87:76–84.

106. Lindenhovius AL, Felsch Q, Doornberg JN, et al. Open reduction and internal fixation compared with excision for unstable displaced fractures of the radial head. *J Hand Surg* 2007;32:630–6.
107. Sanchez-Sotelo J, Romanillos O, Garay EG. Results of acute excision of the radial head in radial head fracture-dislocations. *J Orthop Trauma* 2000;14:354–8.
108. Beingessner DM, Dunning CE, Gordon KD, et al. The effect of radial head excision and arthroplasty on elbow kinematics and stability. *J Bone Joint Surg Am* 2004;86:1730–9
109. Skalski K, et al. Radial Head Prosthesis with a mobile head. *J Shoulder Elbow Surg* 2004; 13(1): 78-85.
110. Wick ML, Müller EJ, Hahn MP, Muhr G. Prosthetic replacement of the Radius: Which clinical results to expect? *J Orthop Trauma* 1999; 13(3): 230.
111. Popovic N, et al. A comparative study between proximal radial morphology and the floating radial head prosthesis. *J Shoulder Elbow Surg* 2005; 14(4): 433-40.
112. Monica JT, Mudgal C. Radial Head Arthroplasty: *Hand Clin* 2010;26:403–410.
113. Mounigondo F, El Kazzi W, Riet R, Feipel V, Roze M, Schuind F. Radiocapitellar joint contacts after bipolar radial head arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 2010; 19: 230-235.
114. Liew VC, Cooper IC, Ferreira LM, Johnson JA, King G J.W. The effect of metallic radial head arthroplasty on radiocapitellar joint contact area. *Clinical Biomechanics* 2003;18:115–118
115. Van Riet RP, Van Glabbeek F, Neale PG, Bortier H, An KN, O'Driscoll SW. The noncircular shape of the radial head. *J Hand Surg [Am]* 2003;28:972-8.
116. Van Riet RP, Van Glabbeek F, Baumfeld JA, Neale PG, Morrey BF, O'Driscoll SW, et al. The effect of the orientation of the noncircular radial head on elbow kinematics. *Clin Biomech* 2004;19:595-9.
117. Trepman E, Ewald FC. Early failure of silicone radial head implants in the rheumatoid elbow. *J Arthroplasty* 1991; 6: 59.
118. Morrey BF. Surgical Exposures of the Elbow. *The Elbow and Its Disorders* 3rd ed. Philadelphia WB Saunders 2000;3(8):11-122.
119. Charalambous P.C, Stanley JK, Siddique I, Powell E, Alvi F, Gagey O., PhD: The Wrightington Approach to the Radial Head: Biomechanical Comparison with the Posterolateral Approach: *J Hand Surg* 2007;32A:1576–1582.



120. Jobe FW, Stark H, Lombardo SJ: Reconstruction of the ulnar collateral ligament in athletes. *J Bone Joint Surg* 1986; 68A: 1158–1163.
121. Rohrbough JT, Altchek DW, Hyman J, Riley J, Williams III, Botts DJ. Medial Collateral Ligament Reconstruction using the Docking Technique. *J Am Sports Med* 2002; Vol. 30, No.4: 541-548.
122. Laskowski ER, Aney KN, Smith J: Proprioception: *Phys Med Rehab Clin Am* 2000 May; 11(2): 323-340, vi.
123. Fuentez CT, Bastian AJ: Where is your arm? Variations in Proprioception Across Space and Tasks: *J Neurophysiol* 2010; 103: 164-171.)
124. Gillespie RB, Contreras-Vidal JL, Shewokis PA, O'Malley MK, Brown JD, Agashe H, Gentili R, Davis A: Toward improved sensorimotor integration and learning using upper-limb prosthetic devices: *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2010:5077-80.
125. Thyrión C, Roll JP: Predicting any arm movement feedback to induce three-dimensional illusory movements in humans. *J Neurophysiol* 2010 Aug;104(2):949-59.
126. Kober C, Gallo L, Zeilhofer HF, Sader RA: Computer-assisted analysis of human upper arm flexion by 4D-visualization based on MRI. *Int J Comput Assist Radiol Surg.* 2011 Feb.
127. Ellenbecker TS, Bleacher J. Proprioception and Neuromuscular Control. In: Andrews JR, Harrelson GL, Wilk KE, editor. *Physical Rehabilitation of the Injured Athlete*. 3rd ed. Philadelphia: Saunders; 2004: 189-215.
128. Friden T, Roberts D, Ageberg E, Walden M, Zatterstrom R. Review of knee proprioception and the relation to extremity function after an anterior cruciate ligament rupture. *J Orthop Sports Phys Ther* 2001; 31(10): 567-76.
129. Loudon JK. Sports Medicine. In: Placzek JD, Boyce DA. *Orthopaedic Physical Therapy Secrets*. Philadelphia: Henley&Belfus, Inc; 2001: 144-151.
130. Kalyon TA. Sportif Rehabilitasyon. Oğuz H, Dursun E, Dursun N Ed. *Tıbbi Rehabilitasyon*, Ankara 2004. Nobel Tıp Kitabevleri: 933-949
131. Sharma, L . *Proprioception in Osteoarthritis*. In: Brandt, KD, Doherty M, Lohmander L.S. (Ed.) *Osteoarthritis*. New York: Oxford University Press 2003: 172-177.
132. Johansson H, Pedersen J, Bergenheim M, Djubsjöbacka M. Peripheral Afferents of the knee: Their effects on central mechanisms regulating muscle stiffness. Ed: Lephart S.M. Fu F.H. *Proprioception and Neuromuscular control in joint stability*. 2000: 5–16.

133. Barthélémy S, Boulinguez P. Manual asymmetries in the directional coding of reaching: further evidence for hemispatial effects and right hemisphere dominance for movement planning. *Exp Brain Res* 2002; 147:305–312.
134. Myers JB, Lephart SM. The role of sensorimotor system in the athletic shoulder. *J Athl Train*. 2000;35(3):351-363.
135. Myers JB, Guskiewicz KM, Schneider A, Prentice WE. Proprioception and neuromuscular control of the shoulder after muscle fatigue. *J Athl Train* 1999; 43(4): 362-367.
136. Sage GH, Dubuque IA. *Motor Learning and Control: A Neuropsychological Approach*: Wm C Brown Publishers; 1984:178-179, 214-217.
137. Jerosch J, Thorwesten L. Proprioceptive abilities of patients with post-traumatic instability of the glenohumeral joint. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1998;136(3):230-238.
138. Jerosch J, Thorwesten L, Steinbeck J, Reer R. Proprioceptive function of the shoulder girdle in healthy volunteers. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1996; 3(4): 219-225.
139. Reinold MM, Wilk KE, Kimball M, Hooks TR et al. Shoulder proprioception and range of motion in professional baseball pitchers compared to nonthrowers. *J Am Phys Ther Assoc*. 2003;June:18-22.
140. Proske U : What is the role of muscle receptors in proprioception? *Muscle Nerve* 2005 Jun;31(6): 780-7.
141. Brockett C, Warren N, Gregory JE, Morgan DL & Proske U. A comparison of the effects of concentric versus eccentric exercise on force and position sense at the human elbow joint. *Brain Res* 1997;771:251-258.
142. Brown LE, Rosenbaum DA, Sainburg RL. Limb position drift: Implications for control of posture and movement. *J Neurophysiol* 2003;90:3105-3118.
143. Gooley K, Bradfield O, Talbot J, Morgan DL, Proske U (2000). Effects of body orientation, load and vibration on sensing position and movement at the human elbow joint. *Exp Brain Res* 2000;133:340-348.
144. Soechting JF. Does position sense at the elbow reflect a sense of elbow joint angle or one limb of orientation? *Brain Res* 1982;248:392-395.
145. Allen TJ, Ansems GE, Proske U. Evidence from proprioception of fusimotor coactivation during voluntary contractions in humans. *Exp Physiol* 2008; 93.3:391-8.

146. Day RW, Wildermuth BP. Proprioceptive training in rehabilitation of lower extremity injuries. In: Grana WA, Lombardo JA, Sharkey BJ, Stone JA, eds. *Advances in Sport Medicine and Fitness*. Chicago, IL: Year Book; 1988:241-257.
147. Bock O, Thomas M. Proprioception plays a different role for sensorimotor adaptation to different distortions. *Hum Mov Sci* 2011 Jan.
148. Tripp BL, Faust D, Jacobs P. Elbow position sense after neuromuscular training with handheld vibration. *J Ath Train* 2009;44(6):617–623.
149. Sharma L: Proprioceptive impairment in knee osteoarthritis. *Rheum Dis Clin North Am* 1999 May;25 (2):299-314.
150. Johansson H, Sjölander P, Sojka P: Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics. *Biomedical Engineering*. 1991; 5: 341-68.
151. White O & Proske U. Illusions of forearm displacement during vibration of elbow muscles in humans. *Exp Brain Res* 2009;192:113–120.
152. Proske U, Morgan DL. Do cross-bridges contribute to the tension during stretch of passive muscle? *J Muscle Res Cell Motil* 1999;20:433–442.
153. Proske U, Morgan DL, Gregory JE. Thixotropy in skeletal muscle and in muscle spindles: a review. *Prog Neurobiol* 1993;41:705–721.
154. Proske U, Gandevia SC. The kinaesthetic senses, TOPICAL REVIEW: *J Physiol* 2009;587.17:4139–4146
155. Winter JA, Allen TJ, Proske U. Muscle spindle signals combine with the sense of effort to indicate limb position. *J Physiol* 2005;568.3:1035–1046.
156. Pipereit K, Bock O, Vercher JL. The contribution of proprioceptive feedback to sensorimotor adaptation. *Exp Brain Res*. 2006 Sep;174(1):45-52.
157. Ergen E, Ulkar B. Proprioception and Coordination. In: Pioli S, ed. *Clinical Sports Medicine*. New York: Sounders Elsevier; 2007. pp.237-55.
158. Grigg P. Peripheral neural mechanisms in proprioception. 1994;3:2-17
159. Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. Sensorimotor system measurement techniques. *J Athl Train*. 2002;37:85-98.
160. Houghlum PA. *Therapeutic exercise for musculoskeletal injuries*. 2nd edition. Pittsburg: Human Kinetics Publishers. 2005: 259-75.
161. Riemann BL, Lephart SM. The Sensorimotor System, Part I: The Physiologic Basis of Functional Joint Stability. *Journal of athletic training*. 2002 jan 37: 71–79.

162. Nyland J, Caborn D, Johnson D, The human glenohumeral joint A proprioceptive and stability alliance. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1998; 6: 50–61.
163. Yılmaz, A. *Propriyosepsiyon*. Romatizma Dergisi 2006; 21:23-6.
164. Mader, S.S. (2005). *Understanding Human Anatomy & Physiology*. New York: The Mc Graw – Hill Company.
165. Dalton SE: The shoulder. Klippel JH, Dieppe PA(Ed): *Rheumatology*. Mosby, St. Louis,1994: 5.81–5.816.
166. Mantone JK, Burkhead WZ Jr, Noonan J Jr. Nonoperative treatment of rotator cuff tears.In:Friedman RJ(Ed.)*The Orthopedic Clinics of North America, Conservative Management of Shoulder Injuries*. Philadelphia:WB Saunders,2000; 295-311.
167. Lattanzio PJ, Petrella RJ, Sproule JR, Fowler PJ. Effects of fatigue on knee proprioception. *Clin J Sport Med* 1997; 7(1): 22-7.
168. Çetin N;Karataş M; *Temel ve Uygulanan Kinezyoloji*; Haberal Eğitim Vakfı; 2003;2,1;91–106
169. Lin, D.H., Lin, Y.F., Chai, H.M., Han, Y.C. ve Jan, M.H. (2007). Comparison of proprioceptive functions between computerized proprioception facilitation exercise and closed kinetic chain exercise in patients with knee osteoarthritis. *Clinical Rheumatology*, 26, 520-528.
170. Aydoğ ST Tetik O, Atay ÖA, Demirel H, Leblebicioğlu G, Doral MN, Propriyosepsiyonun Önemi ve Değerlendirilmesi, HÜTF Spor Hekimliği AD, IX. Ulusal Spor Hekimliği Kongresi 24-26 Ekim 2003 Nevşehir Kongre Kitabı
171. Guyton AC. Çeviren: Gökhan N, Çavuşoğlu H. Somatik duyular, mekanoreseptif duyular, *Tıbbi fizyoloji*. Nobel Tıp Kitabevi 1989:815–826
172. Ian Shrier. Muscle dysfunction versus wear and tear as a cause of exercise related osteoarthritis: an epidemiological update. *Br J Sports Med* 2004;38.526–535.
173. Dover GC, Powers ME. Reliability of joint position sense and force-reproduction measures during internal and eksternal rotation of the shoulder.*J Athl Train* 2003;38(4):304-310.
174. Janwantanakul P, Magarey ME, Jones MA et al. Variation in shoulder position sense at mid and extreme range of motion. *Arch Phys Med Rehab* 2001;82:840-844.
175. Carpenter JE, Blasier RB, Pellizzon GG. The effects of muscle fatigue on shoulder joint position sense. *Am J Sports Med* 1998;26:262-265.

176. Lephart SM, Henry TJ. The physiological basis for open and closed kinetic chain rehabilitation for the upper extremity. *J Sport Rehab*. 1996;5(1):76-84.
177. Yaltkaya K, Balkan S, Oğuz Y, Elektronöromyografi ile Uyarılmış Potasyeller, Nöroloji Ders Kitabı Palme Yayıncılık, Ankara 2000.
178. Simoneau GG, derr JA, Ulbrecht JS, et all. Diabetic sensory neuropathy effect on ankle joint movement perception. *Arch Phys Md Rehabil* 1996;77: 453–460.
179. Jobe FW, Pink M. Classification and treatment of shoulder dysfunction in the overhead athlete. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1993; 18: 427-432.
180. Crockett HC, Gross LB, Wilk KE, Shwartz ML, et al. Osseous adaptation and range of motion at the glenohumeral joint in proffessional baseball pitchers. *Am J Sports Med*. 2002;30(1):20-26.
181. Dover GC, Kaminski TW, Meister K Powers ME. Assessment of shoulder proprioception in the female softball athlete. *Am J Sports Med* 2003;31(3):431-437.
182. Davies GJ, Ellenbecker TS. Application of Isokinetics in Testing and Rehabilitation. In: Andrews JR, Harrelson GL, Wilk KE, ed. *Physical Rehabilitation of the Injured Athlete*. 3th ed. Philadelphia: Saunders; 2004:216-240.
183. İpseftel İ. Yaşlı Erkeklerde İzokinetik Egzersizlerin Kas Gücüne Etkisi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Spor Hekimliği Anabilim Dalı. Egzersiz Fizyolojisi Yüksek Lisans Tezi. İstanbul. 2006.
184. Kovalski JE, Heitman RJ. Testing and Training the Lower Extremity. In: Brawn LE, ed. *Isokinetics in Human Performance*. USA: Human Kinetics; 2000: 171-195.
185. Davies GJ, Matheson JW. Isokinetic Testing and Exercise. In: Placzek JD, Boyce DA, ed. *Orthopaedic Physical Therapy Secrets*. Philadelphia: Henley&Belfus Inc; 2001: 215-224.
186. Esselman PC, De Lateur BJ, Alquist AD, Questad KA, Giaconi RM. Torque development in isokinetic training. *Arch Phys Med Rehabil* 1991; 72(10): 723-8.
187. Baltzopoulos V, Brodie DE: Isokinetic dynamometer: Applications and limitations. *Sports Med* 1989;8 (2):101-116.
188. Kraemer WJ, Harman FS. Building Strength. In: Safran MR, McKeag DB, Van Camp SP, ed. *Manual of Sports Medicine*. Philadelphia: Lippicott-Raven; 1998:77-83.
189. Narayanan SL. *Textbook of Therapeutic Exercies*. New Delhi: Jaypee Brothers; 2005.

190. Say Ö. İzokinetik ve İzometrik Egzersizlerin Elektromiyografi Üzerine Etkisi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Spor Hekimliği Anabilim Dalı. Egzersiz Fiziyojisi Yüksek Lisans Tezi. İstanbul. 2004.
191. Dale RB, Harrelson GL, Dunn DL. Principles of Rehabilitation. In: Andrews JR, Harrelson GL, Wilk KE, editör. *Physical Rehabilitation of the Injured Athlete*. 3th ed. Philadelphia: Saunders; 2004: 157-188.
192. Gordon J, Ghilardi MF, Ghez C. Impairments of Reaching Movements in Patients Without Proprioception. I. Spatial Errors. *J Neurophysiol* 1995; 73(1).
193. Ferrell WR, Crichton A, Sturrock RD. Position sense at the proximal interphalangeal joint is distorted in patients with rheumatoid arthritis of finger joints. *Exp Physiol* 1992;77: 675–680
194. Garn SN, Newton RA. Kinesthetic awareness in subjects with multiple ankle sprains. *Phys Ther* 1988;68:1667,71
195. Bock O, Girgenrath M (2006). Relationship between sensorimotor adaptation and cognitive functions in younger and older subjects. *Exp Brain Res*. 2006 Mar;169(3):400-6.
196. Cesqui B, Macri G, Dario P, Micera S (2008). Characterization of age-related modifications of upper limb motor control strategies in a new dynamic environment. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2008, 5:31.
197. Bock O (2005). Components of sensorimotor adaptation in young and elderly subjects. *Exp Brain Res*. 2005 Jan;160(2):259-63.
198. Lee HM, Liao JJ, Cheng KC, Tan CM, Shih JT, Evaluation of shoulder proprioception following muscle fatigue. *Clinical biomechanics* 2003;18: 843–47.
199. Ulkar B, Kunduracıoglu B, Çetin C, Güner RS. Effect of positioning and bracing on passive position sense of shoulder joint. *Br J Sports Med*. 2004;38:549–552.
200. Wheeler J, Bark K, Savall J, Cutkosky M. Investigation of Rotational Skin Stretch for Proprioceptive Feedback with Application to Myoelectric Systems. *J IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 2005;13(4):468–472.
201. Ingram HA, van Donkelaar P, Cole J, Vercher J-L, Gauthier GM, Miall RC. The role of proprioception and attention in a visuomotor adaptation task. *Exp Brain Res* 2000; 132:114–126.
202. Bernier PM, Chua R, Bard C, Franks M. Updating of an internal model without proprioception: a deafferentation study. *Neuroreport* 2006; 17 (13).

203. Bernier PM, Chua R, Inglis JT, Franks IM. Sensorimotor adaptation in response to proprioceptive bias. *Exp Brain Res*. 2007 Feb;177(2):147-56.
204. G Andre, Harbst K, Kaufman KR, Hansen DK, Laskowski ER, Berger RA. New method of measuring wrist joint position sense avoiding cutaneous and visual inputs. *J Neuroeng Rehab* 2010;7:5
205. Goble DJ, Brown SH. Upper limb asymmetries in the matching of proprioceptive versus visual targets. *J Neurophysiol* 2008; 99: 3063–3074.
206. Goble DJ, Noble BC, Brown SH. Proprioceptive target matching asymmetries in left-handed individuals. *Exp Brain Res* 2009;197:403–408.
207. Goble DJ. Proprioceptive Acuity Assessment via Joint Position Matching: From Basic Science to General Practice. *Physical Therapy* 2010Aug;90(8):1176-84.
208. GS Dhillon, KW Horch. Direct neural sensory feedback and control of a prosthetic arm. *IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering* 2005 Dec. 13(4):468–472.
209. Brunt D, Andersen JC, Huntsman B, Reinhert LB, Thorell AL, Sterling JC. Postural responses to lateral perturbation in healthy subjects and ankle sprain patients. *Med Sci Sport Exerc*. 1992;24:171–176.
210. Kaplan FS, Nixon JE, Reitz M, Rindfleish L, Tucker J. Age-related changes in proprioception and sensation of joint position. *Acta Orthop Scand* 1985; 56(1):72-4.
211. Skinner HB, Wyatt MP, Hodgdon JA, Conard DW, Barrack RL. Effect of fatigue on joint position sense of the knee. *J Orthop Res* 1986; 4(1): 112-8.
212. Sharma L, Pai YC. Impaired proprioception and osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol* 1997; 9(3): 253-8.
213. Beard DJ, Kyberd PJ, Fergusson CM, Dodd CA. Proprioception after rupture of the anterior cruciate ligament. An objective indication of the need for surgery? *J Bone Joint Surg Br* 1993; 75(2): 311-5.
214. Voight M, Blackburn T. Proprioception and Balance Training and Testing following Injury. In: Allen A, ed. *Knee Ligament Rehabilitation*. NewYork: Chuchill Livingstone; 2000: 361-385.
215. Forget R, Lamarre Y. Rapid elbow flexion in the absence of proprioceptive and cutaneous feedback. *Human Neurobiol* 1987 ; 6: 27-37.
216. Walsh LD, Hesse CW, Morgan DL, Proske U. Human forearm position sense after fatigue of elbow flexor muscles. *J Physiol* 2004; 558.2: 705-715

217. Bock O, Thomas M, Grigorova V. The effect of rest breaks on human sensorimotor adaptation. *Exp Brain Res* 2005 May;163(2):258-60.
218. Miura K, Ishibashi Y, Tsuda E, Okamura Y, Otsuka H, Toh S. The effect of local and general fatigue on knee proprioception. *Arthroscopy* 2004; 20(4): 414-8.
219. Mitchell BD, Kammerer CM, Blangero J, Mahaney MC, Rainwater DL, Dyke B, Hixon JE. Genetic and environmental contributions to cardiovascular risk factors in Mexican Americans. *The San Antonio Family Heart Study*. *Circulation* 1996;2159-70.
220. Tüzün Ş. Obezite ve Lokomotor Sistem Biyomekaniği. 3. İsmet Çetinyalçın Günleri: *Obezite*. İstanbul 2000.
221. Hasan BS, Mockett S, Doherty M. Static postural sway, prorioception and maximal voluntary quadriceps contraction in patients with knee osteoarthritis and normal control subjects. *Ann Rheum Dis* 2001;June 60:612-618.
222. Michelson JD, Hutchins C. Mechanoreceptors in human ankle ligaments. *J Bone Joint Surg* 1995;77(2):219-224.
223. Hoffman M, Payne VG. The effects of proprioceptive ankle disc training on healthy subjects. *J Orthop Sports Phys Ther* 1995; 21(2): 90-93.
224. Evcik D, Kızılay B (2001). Geriatrik hastalarda el kavrama gücü ve günlük yaşam aktivitelerindeki yetersizlik düzeyi ile ilişkisi. *Geriatri* 2001; 4(1): 11-14.
225. Desrosiers J, Hebert R, Bravo G, Rochette A: Age-related changes in upper extremity performance of elderly people: a longitudinal study. *Exp Gerontol* 1999; 34(3): 393-405.
226. Hunter SK, Thompson MW, Adams RD: Relationships among age-associated strength changes and physical activity level, limb dominance and muscle group in women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2000; 55(6):264-273
227. Schmidt RT: Grip strength as measured by the Jamar dynamometer. *Arch Phys Med Rehabil* 1970; 6: 321-327.
228. Nicolay CW, Walker AL. Grip strength and endurance.Influence of anthropometric variation, hand dominance and gender.*Int J Ind Ergon*2005;35:605-18.
229. Gabriel YF Ng, Andy CCF. Does elbow position affect strength and reproducibility of power grip measurements? *Physiotherapy* 2001;87: 68-72.
230. Narin S, Demirbuken I, Ozyurek S, Eraslan U (2009). Dominant el kavrama ve parmak kavrama kuvvetinin önkol antropometrik ölçümlerle ilişkisi. *DEU Tıp Fakültesi Dergisi* 23(2) 2009 May ;81 – 85.



231. Peterson P, Petrick M, Connor H, Conklin D. Grip strength and hand dominance: challenging the 10% rule. *Am J Occup Ther* 1989;43:444–447.
232. Armstrong CA, Oldham JA. A comparison of dominant and non-dominant hand strengths. *J Hand Surg [Br]* 1999;24:421–425.
233. Shechtman O, Gestewitz L, Kimble C. Reliability and validity of the DynEx dynamometer. *J Hand Ther* 2005;18:339-347.
234. Mason ML. Some observations on fractures of the head of the radius with a review of one hundred cases. *Br J Surg* 1954;42:123-32.
235. Calfee R, Madom I, Weiss AP. Radial Head Arthroplasty. *J Hand Surg [Am]* 2006;31(2): 314-21.

**Ek 1:**

**Hasta/Gönüllü Bilgilendirilmiş Onam Formu**

Dirsek Bölgesinde en sık karşılaşılan kırıklardan biri olan radius başı kırığı doğru tedavi ve rehabilite edilmediği, uygun takip ve kontrol edilmediği takdirde dirsek fonksiyonlarında ileri derecede kısıtlanma, günlük aktivitelerde engellenme, hareket kısıtlılığı ve ağrı oluşturabilme potansiyeline sahiptir.

Güncel olarak yapılan en popüler iki tedavi yöntemi; Açık redüksiyon İnternal fiksasyon (*Radius başındaki kırık kemik parçalarının vida ve plak ile birleştirilip tamir edilmesi*) ya da Radius başı artroplastisi (*İleri derecede parçalanmış vida ve plak ile tamir edilemeyecek derece ciddi kırıklarda kırık kemiklerin çıkartılıp özel tasarımlı bir radius başı protezi yerleştirilmesi*) ya da radius başının tamamen çıkartılması olarak ifade edilmektedir. Bu tedavi yöntemlerinden birini geçirmiş biri olarak sizi bu problem ve gelecekte sizi neler beklemekte olabilir bilgilendirmek istedik. Bu amaçla; Yapılan cerrahi ve fizik tedavi rehabilitasyon müdahalelerinizin sonucunu daha iyi ve doğru değerlendirebilmemiz, dirseğinizden daha efektif yararlanabilmeniz, günlük aktivitelerinizde ağrı vb. herhangi bir sorun ya da kısıtlanma yaşamamanız için ve gelecekte bu tür travmalar yaşayabilecek olan insanlara tecrübelerinizi bilimsel olarak aktarabilmek, Türk Ortopedi ve Travmatoloji Bilimine katkıda bulunabilmek ve faydalı olabilmeniz için “***Radius başı kırıklarında Farklı Cerrahi Yöntemlerin Fonksiyonel ve Propriyoseptif Açıdan Değerlendirilmesi***” isimli retrospektif vaka-kontrol çalışmamıza katılma seçeneğini size sunuyoruz. Eğer gönüllü olarak katılıp dirseğinizin ve geçirdiğiniz ameliyatın son durumunu ve dirsek fonksiyonlarınızın yapacağımız muayene ve ölçümlerle kontrol edilmesini istiyorsanız aşağıdaki kısmı doldurarak gönüllülük onamını vermeniz yeterli olacaktır. Yapılacak muayene ve ölçümler hiçbir girişimsel, beden bütünlüğüne etkide bulunabilme ya da vucüt sağlığını tehdit edebilme potansiyeline **sahip değildir. Herhangi bir ücret, maddi veya manevi bir çıkar amaç güdülmemektedir.**

Saygılar...

Doktorum tarafından hastalığım, uygulanan cerrahi tedavim ve cerrahi sonrası rehabilitasyon dönemim hakkında ayrıntılı olarak bilgilendirildim. Dirseğimin son durumunun ve tedavimden aldığım faydanın değerlendirilebilmesi amacıyla hiçbir etki, baskı ya da sorumluluk altında kalmadan, çıkar ilişkisi gözetilmeden, kendi rızamla araştırmaya katılmak ve muayenelere katılmak istiyorum.

Verdiğim bilgilerin doğruluğunu beyan ederim.

Ad :  
Soyad :  
Tarih :  
Telefon :

İMZA

Ek 2:

## KOL, OMUZ VE EL SORUNLARI ANKETİ

# DASH

# T

### AÇIKLAMA

Bu anket bazı bedensel etkinlikleri yerine getirmenizin yanı sıra hastalık belirtilerinizi sormaktadır.

Her soruyu son haftadaki durumunuzu göz önüne alarak uygun numarayı yuvarlak içine almak suretiyle cevaplayınız.

Son hafta içinde bedensel etkinliği yapma fırsatınız olmadıysa, lütfen hangi cevabın en doğru olacağına göre en iyi tahmininizi yapınız.

Hangi el veya kolunuzu kullandığınızı dikkate almadan sadece bedensel etkinliği yapabilme becerinize göre uygun cevabı verin.



## KOL, OMUZ VE EL SORUNLARI ANKETİ

Lütfen son hafta içindeki aşağıdaki etkinlikleri yapma yeteneğinizi uygun cevabın altındaki numarayı daire içine alarak sıralayınız.

|                                                               | Zorluk<br>Yok | hafif<br>derecede zorluk | orta<br>derecede zorluk | aşırı<br>zorluk | hiç<br>yapamama |
|---------------------------------------------------------------|---------------|--------------------------|-------------------------|-----------------|-----------------|
| 1-Sıkı kapatılmış yada yeni bir kavanozu açmak                | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |
| 2-Yazı yazmak                                                 | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |
| 3-Anahtarı çevirmek                                           | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |
| 4-Yemek hazırlamak                                            | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |
| 5-Zor açılan bir kapıyı iterek açma                           | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |
| 6-Yukarıdaki bir rafa bir şey yerleştirmek                    | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |
| 7-Ağır ev işleri yapmak                                       | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |
| (duvar silmek, yer silmek,tamirat yapmak vs. )                |               |                          |                         |                 |                 |
| 8-Bağ bahçe işleri yapmak,odun kesmek                         | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |
| 9-Yatak yapmak                                                | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |
| 10-Alışveriş çantası yada evrak çantası taşımak               | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |
| 11-Ağır bir cisim taşımak (4.5 kg'den fazla.)                 | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |
| 12-Yukarıdaki bir ampulü değiştirmek.                         | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |
| 13-Saçları yıkamak veya kurulamak.                            | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |
| 14-Sırtını yıkamak.                                           | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |
| 15-Kazak giymek                                               | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |
| 16-Yiyecekleri kesmek için bıçak kullanmak                    | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |
| 17-Az çaba gerektiren eğlendirici işler                       |               |                          |                         |                 |                 |
| ( iskambil oynamak, örgü örmek vs. )                          | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |
| 18-Kolunuzdan, omuzunuzdan veya elinizden                     |               |                          |                         |                 |                 |
| güç aldığınız veya darbe vurduğunuz eğlenceye                 | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |
| yönelik etkinlikler (önünüzde yerde bulunan bir konserve      |               |                          |                         |                 |                 |
| kutusu veya küçük bir taşla iki elinizle kavradığınız         |               |                          |                         |                 |                 |
| bir sopayla yandan vurmak,tenis oynamak,masa tenisi oynamak ) |               |                          |                         |                 |                 |
| 19-Kolunuzu serbestçe hareket ettirdiğiniz                    | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |
| eğlendirici işler (suda taş kaydırmak, meyve taşıma,          |               |                          |                         |                 |                 |
| çelik çomak oynama )                                          |               |                          |                         |                 |                 |
| 20-Ulaşım ihtiyaçlarını kendi başına giderebilmek             |               |                          |                         |                 |                 |
| (bir yerden başka bir yere gitmek)                            | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |
| 21-Cinsel faaliyetler                                         | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |

## KOL, OMUZ VE EL SORUNLARI ANKETİ

|                                                                                                                                              | Hiç engel yok                    | Az engel                  | Orta derecede                     | Bir hayli       | Aşırı                                    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------|---------------------------|-----------------------------------|-----------------|------------------------------------------|
| 22-Son hafta süresince kol omuz yada el sorunuz aile arkadaşlar, komşular veya gruplarla normal sosyal etkinliklerinize ne ölçüde engel oldu | 1                                | 2                         | 3                                 | 4               | 5                                        |
|                                                                                                                                              | Hiç kısıtlanmış<br>Hissetmiyorum | Hafif<br>derecede kısıtlı | Orta<br>derecede kısıtlı          | Çok<br>kısıtlı  | Bedensel etkinlik<br>yapamıyorum         |
| 23-Son hafta süresince kol omuz yada el sorunuz nedeniyle işinizde yada diğer günlük etkinliklerde kısıtlandınız mı?                         | 1                                | 2                         | 3                                 | 4               | 5                                        |
| 24-El, omuz ya da kol ağrınız                                                                                                                | Yok<br>1                         | Hafif<br>2                | Orta derecede<br>3                | Bir hayli<br>4  | Aşırı<br>5                               |
| 25-Herhangi belirli bir işi yaptığınızda el, omuz ya da kol ağrınız                                                                          | 1                                | 2                         | 3                                 | 4               | 5                                        |
| 26-El, omuz yada kolunuzdaki karıncalanma(igınelenme)                                                                                        | 1                                | 2                         | 3                                 | 4               | 5                                        |
| 27-El, omuz yada kolunuzdaki güçsüzlük                                                                                                       | 1                                | 2                         | 3                                 | 4               | 5                                        |
| 28-El, omuz yada kolunuzdaki hareket zorluğu                                                                                                 | 1                                | 2                         | 3                                 | 4               | 5                                        |
|                                                                                                                                              | Zorluk<br>Yok                    | hafif derecede<br>zorluk  | orta derecede<br>zorluk           | aşırı<br>zorluk | O kadar zorluk<br>var ki<br>uyuyamıyorum |
| 29-Göçen hafta içinde el, omuz yada kol ağrınız nedeniyle uyumada ne kadar zorlandınız                                                       | 1                                | 2                         | 3                                 | 4               | 5                                        |
|                                                                                                                                              | Kesinlikle<br>Katılmıyorum       | Katılmıyorum              | Ne katılıyorum<br>ne katılmıyorum | Katılıyorum     | Kesinlikle<br>katılıyorum                |
| 30-Kol, omuz veya el problemimden dolayı kendimi daha az yeterli, daha az yararlı hissediyor veya kendime daha az güveniyorum.               | 1                                | 2                         | 3                                 | 4               | 5                                        |

## YÜKSEK PERFORMANS İSTEYEN SPORLAR-MÜZİSYENLER

Aşağıdaki sorular kol, omuz veya el sorununuzun müzik aleti çalmanıza, spor yapma veya her ikisine olan etkisi ile ilgilidir. Eğer birden çok spor yapıyor, müzik aleti çalışıyorsanız (veya her ikisi de) bu etkinliklerden sizin için en önemli olanı göz önüne alarak cevaplayınız.

Lütfen sizin için en önemli olan müzik aleti veya sporu belirtiniz:.....

#Bir müzik aleti çalmıyor veya spor yapmıyorum(bu bölümü atlayabilirsiniz )

Lütfen son hafta içinde fiziksel yeteneğinizi en iyi tanımlayan numarayı yuvarlak içine alınız. Zorluğunuz oldu mu?

|                                                                                                                             | zorluk<br>yok | hafif derecede<br>zorluk | orta derecede<br>zorluk | aşırı<br>zorluk | hiç<br>yapamama |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------|--------------------------|-------------------------|-----------------|-----------------|
| 1-Spor yaparken veya müzik aleti çalarken her zamanki tecrübenizi kullanmada zorluğunuz oldu mu ?                           | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |
| 2- Kolumuz, omuzunuz ve el ağrınız nedeniyle müzik aletinizi her zamanki gibi çalmada veya spor yapmada zorluğunuz oldu mu? | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |
| 3- Müzik aletinizi istediğiniz kadar iyi çalmada, spor yapmada zorluğunuz oldu mu?                                          | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |
| 4- Her zamanki süre kadar bir müzik aleti çalarken veya spor yaparken zorluğunuz oldu mu?                                   | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |

## İŞ MODELİ

Aşağıdaki sorular kolunuz, omuzunuz veya el sorununuzun işinizi yapma yeteneğinizi üzerindeki etkisini sormaktadır. (eğer ev hanımı iseniz soruları ev işlerini soruları ev işlerini düşünerek cevaplayınız.)

Lütfen işinizin/mesleğinizin ne olduğunu belirtin:.....

# Çalışmıyorum ( bu bölümü atlayabilirsiniz )

Lütfen son hafta içinde fiziksel yeteneğinizi en iyi tanımlayan numarayı yuvarlak içine alınız.

|                                                                                                     | zorluk<br>yok | hafif derecede<br>zorluk | orta derecede<br>zorluk | aşırı<br>zorluk | hiç<br>yapamama |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------|--------------------------|-------------------------|-----------------|-----------------|
| 1-İşinizi yaparken her zamanki tecrübenizi kullanmada zorluğunuz oldu mu?                           | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |
| 2-Kolumuz, omuzunuz veya el ağrınız nedeniyle işinizi her zamanki gibi yapmada zorluğunuz oldu mu ? | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |
| 3- İşinizi canınızın istediği ölçüde yapmada zorluğunuz oldu mu?                                    | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |
| 4-İşinizi her zaman ki sürede bitirmede                                                             | 1             | 2                        | 3                       | 4               | 5               |

Ek 3:

### Mayo Dirsek Performans Skorlaması

#### Fonksiyon

##### Ağrı ( Maks. 45 puan)

Hiç (45 puan)

Az (30 puan)

Orta (15 puan)

Ciddi (0 puan)

ORTALAMA:

##### Hareket Genişliği (Maks. 20 puan)

Ark>100 derece (45 puan)

Ark 50-100 derece (30 puan)

Ark< 50 derece (5 puan)

ORTALAMA:

##### Stabilite (Maks. 10 puan)

Stabil (10 puan)

Orta derece Instabil (5 puan)

Ciddi derece Instabil (0 puan)

ORTALAMA:

##### Fonksiyon (Maks. 25 puan)

Saç Tarayabil mek (5 puan)

Yemeğini kendi kendine yiyebil mek (5 puan)

Kişisel Hijyen aktivitelerini yapabil mek (5 puan)

Gömlek giyebil mek (5 puan)

Ayakkabılarını giyebil mek (5 puan)

ORTALAMA:

##### Toplam Ortalama ( Maks. 100 puan)

Morrey BF, An KN, Chao EYS : Functional evaluation of the elbow. *In The Elbow and Its Disorders*, edited by B. F. Morrey, Ed. 2, pp. 86-89. Philadelphia, W. B. Saunders, 1993.